

**Werkstoffkundlicher Vergleich
neu entwickelter Verblendkomposite**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Carina Angeli
geboren am 18. März 1982 in Eisenach

Gutachter 1: Prof. em. Dr. Dieter Welker, Jena

Gutachter 2: PD Dr. med. dent. Florentine Jahn, Jena

Gutachter 3: Prof. Dr. Jürgen Setz, Halle-Wittenberg

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.05.2011

Abkürzungsverzeichnis

chemische Abkürzungen:

AlMg-Leg.	Aluminium-Magnesium-Legierung	MMA	Methylmethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat	PMMA	Polymethylmethacrylat
DEGDMA	Diethylenglykoldimethacrylat	TEGDMA	Triethylenglykoldimethacrylat
		UDMA	Urethan-Dimethacrylat
		V ₂ A	Versuchsschmelze 2 Austenit

physikalische Abkürzungen und Einheiten:

Å	Ångström	U	Umdrehung(en)
bar	Bar	W	Watt
d	Tag(e)	λ	Wellenlänge
F	Dimensionssymbol für Kraft	°C	Grad Celsius
h	Stunde(n)	%	Prozent
m	Dimensionssymbol für Masse	% lin	Einheit der linearen Schrumpfung
N	Newton		

weitere Abkürzungen:

b	Breite	TWL	Temperaturwechsellast
DIN	Deutsche Industrienorm	WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
EN	Europäische Norm	VK	Verblendkomposit
Gew. %	Gewichtsprozent	Vol. %	Volumenprozent
h	Höhe	Ø	Durchmesser
HMF	Hartmetallfräse	\bar{x}	arithmetischer Mittelwert
HV	Härte nach Vickers	s	Standardabweichung
ISO	International Organization for Standardization	n	Anzahl der Messungen
Masse %	Masseprozent	+	statistisch hoch signifikanter Unterschied, $p < 0,01$
n. a.	nicht ausgewiesen	-	kein statistisch hoch signifikanter Unterschied, $p < 0,01$
p	Signifikanzniveau		
PG	Partikelgröße	./.	nicht durchgeführt
R _a	arithmetischer Mittenrauwert	/	keine gültige Verknüpfung
R _t	Rautiefe am gesamten Werkstück	ΔE_1	Reinigungserfolg pro Reinigungsschritt
R _{max}	maximale Rautiefe	ΔE_2	bisheriger Gesamtreinigungserfolg
R _z	gemittelte Rautiefe		
REM	Rasterelektronenmikroskop	ΔE_3	Restverfärbung
t	Tiefe	ΔE_4	Verfärbungsausmaß
TLW	Temperaturlastwechsel		

Farbkodierung der Verblendkomposite



SR Adoro (Dentinmasse)

AD-DXS polymerisiert im Dentacolor XS

AD-TPu polymerisiert im Targis Power upgrade nach Herstellerangaben



Vita VM LC (Dentinmasse)

VI-DXS polymerisiert im Dentacolor XS



belleGlass NG (Dentinmasse)

BG-DXS polymerisiert im Dentacolor XS

BG-FO polymerisiert im belleGlass HP-Aushärtungssofen nach Herstellerangaben



Ceramage (Dentinmasse)

CE-DXS polymerisiert im Dentacolor XS



Cristobal+ (Dentinmasse)

CR-DXS polymerisiert im Dentacolor XS

CR-C polymerisiert im 2 in 1-Lichthärtegerät



dialog (Dentinmasse)

DD-DXS polymerisiert im Dentacolor XS



dialog occlusal (Schmelzmasse)

DO-DXS polymerisiert im Dentacolor XS

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	i
Farbkodierung der Verblendkomposite.....	ii
Inhaltsverzeichnis.....	iii
1 Zusammenfassung.....	1
2 Einleitung	3
2.1 Entwicklung, Bedeutung und Einsatzgebiete der Verblendkomposite	3
2.2 Anforderungen an Verblendkomposite	4
2.3 Aufbau moderner Verblendkomposite	5
2.4 Klassifikation der Verblendkomposite	5
2.5 Aushärtemechanismus und geeignete Geräte zur Polymerisation	5
2.6 Metall-Kunststoff-Verbund	7
3 Aufgabenstellung	10
4 Material und Methode	11
4.1 Untersuchte Werkstoffe.....	11
4.1.1 Mikrofüllerkomposite	11
4.1.2 Hybridkomposite.....	11
4.2 Verwendete Lichtpolymerisationsgeräte.....	12
4.3 Herstellung der Prüfkörper.....	14
4.3.1 Prüfkörper für Messung von Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Härte nach Vickers, Wasseraufnahme und exogener Verfärbungsneigung	15
4.3.2 Prüfkörper für die Untersuchung der Druckfestigkeit	16
4.3.3 Prüfkörper für die Untersuchung der Abrasionsfestigkeit	17
4.3.4 Prüfkörper für die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit	18
4.4 Kodierung der Prüfkörper	22
4.5 Lagerung der Prüfkörper.....	23
4.6 Untersuchte Werkstoffeigenschaften, Methoden und Messgeräte.....	24
4.6.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul.....	24
4.6.1.1 Biegefestigkeit.....	24
4.6.1.2 Elastizitätsmodul	25
4.6.2 Druckfestigkeit	26
4.6.3 Härte nach Vickers.....	26
4.6.4 Abrasionsfestigkeit.....	28
4.6.5 Scherhaftfestigkeit	28

4.6.6 Durchhärtungstiefe	29
4.6.7 Wasseraufnahme	30
4.6.8 Polymerisationsschrumpfung	30
4.6.9 Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur	33
4.6.10 Exogene Verfärbungsneigung	36
4.6.10.1 Objektive, metrische Auswertung mittels ShadeEye NCC	37
4.6.10.2 Subjektive, visuelle Auswertung durch Probanden	38
4.6.11 Rasterelektronenmikroskopbilder zur Beurteilung der Materialgefüge	39
4.7 Mathematische Auswertung der Messergebnisse	39
5 Ergebnisse	40
5.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	40
5.1.1 Biegefestigkeit	40
5.1.2 Elastizitätsmodul	41
5.2 Druckfestigkeit	43
5.3 Härte nach Vickers	44
5.4 Abrasionsfestigkeit	45
5.5 Scherhaftfestigkeit	46
5.6 Durchhärtungstiefe	48
5.7 Wasseraufnahme	48
5.8 Polymerisationsschrumpfung	49
5.9 Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur	51
5.10 Exogene Verfärbungsneigung	55
5.10.1 Objektive, metrische Auswertung mittels ShadeEye NCC	55
5.10.2 Subjektive, visuelle Auswertung durch Probanden	58
5.11 Rasterelektronenmikroskopbilder zur Beurteilung des Materialgefüges	59
6 Diskussion	62
6.1 Material und Methode	62
6.1.1 Auswahl der Untersuchungsmaterialien	62
6.1.2 Methode der Prüfkörperherstellung	62
6.1.3 Methode der Messung	64
6.1.4 Lagermedium	66
6.1.5 Künstliche Alterung mittels Temperaturlastwechsel	66
6.1.6 Auswahl Färbemedien	67
6.2 Ergebnisse	71
6.2.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	71
6.2.1.1 Biegefestigkeit	72
6.2.1.2 Elastizitätsmodul	74
6.2.2 Druckfestigkeit	76
6.2.3 Härte nach Vickers	77
6.2.4 Abrasionsfestigkeit	79

6.2.5 Scherhaftfestigkeit	83
6.2.6 Durchhärtungstiefe.....	86
6.2.7 Wasseraufnahme	86
6.2.8 Polymerisationsschrumpfung	89
6.2.9 Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur	91
6.2.10 Exogene Verfärbungsneigung und deren objektive, metrische Auswertung mittels ShadeEye NCC sowie subjektive, visuelle Auswertung durch Probanden.....	94
7 Schlussfolgerungen	99
8 Literaturverzeichnis	101
9 Anhang	122
9.1 Tabellenanhang (Ergebnis- und Statistiktabelle).....	122
9.1.1 Biegefestigkeit	122
9.1.2 Elastizitätsmodul.....	124
9.1.3 Druckfestigkeit	125
9.1.4 Mikrohärte nach Vickers	126
9.1.5 Abrasion	128
9.1.6 Scherhaftfestigkeit	128
9.1.7 Wasseraufnahme	129
9.1.8 Polymerisationsschrumpfung	130
9.1.9 Oberflächenrauigkeiten	130
9.1.10 Exogene Verfärbungsneigung	137
9.2 Abbildungen	139
9.2.1 REM-Bilder	139
9.3 weiterführende Untersuchungen	142
9.4 Lebenslauf.....	143
9.5 Danksagung	144
9.6 Ehrenwörtliche Erklärung	146

1 Zusammenfassung

In dieser Arbeit werden sieben neue, lichthärtende Verblendkomposite untersucht. Die beiden Mikrofüllerkomposite SR Adoro[®] (Ivoclar Vivadent) und Vita VM[®] LC (VITA Zahnfabrik) stehen den vier Hybridkompositen belleGlass[™] NG (KerrLab), Ceramage (SHOFU Dental), Cristobal[®] + (DeguDent) und dialog[®] bzw. dialog[®] Occlusal (beide Schütz Dental) gegenüber. Mit Ausnahme von Vita VM LC verfügen alle über einen bes. hohen anorganischen Füllstoffgehalt. SR Adoro sowie dialog und dialog Occlusal besitzen zusätzlich organische Füllstoffe. Die Anzahl der Matrixmonomere ist unterschiedlich. SR Adoro, Cristobal+ und belleGlass NG benötigen während der Polymerisation zusätzlich Hitze, wobei letztgenanntes Produkt überdies bei einem Druck von 5,5 bar ausgehärtet werden muss.

Die Produkte werden hinsichtlich physiko-mechanischer Eigenschaften bes. nach künstlicher Stressung, Gefüge, Durchhärtungstiefe, Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme, Bearbeit- und Polierbarkeit sowie exogener Verfärbungstendenz experimentell vergleichend untersucht. Ferner werden die Scherhaftfestigkeit für die systemeigenen Verbundsysteme sowie für das System Metal Primer II + Gradia Opaker analysiert. Bei SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ werden ebenso die Vergütungen der Kunststoffe im systemeigenen Ofen der Polymerisation im Standardgerät Dentacolor XS gegenübergestellt. Unterschiede zwischen der Dentinmasse dialog und der Schmelzmasse dialog Occlusal werden herausgearbeitet.

Die neuen Kunststoffe unterscheiden sich sowohl in ihrer Struktur als auch in den Eigenschaften, auch wenn sie im Wesentlichen den gleichen Aufbau aufweisen. Keines der untersuchten Verblendkomposite kann durchgängig alle guten Materialeigenschaften in sich vereinen. Der Vergleich der mechanischen Eigenschaften ergibt teilweise beträchtliche Unterschiede, vor allem nach Stressung durch Thermowechselast.

Durch höchste Biegefestigkeit zeichnet sich Cristobal+ aus, durch niedrigste belleGlass NG. Schmelzmassen halten deutlich höheren Biegekräften Stand als Dentinmassen. Die geforderte Biegefestigkeit von mind. 120 MPa wird nach künstlicher Stressung von keinem Verblendkomposite erreicht.

Die extrem hohen Elastizitätsmoduln von Ceramage, Cristobal+ sowie dialog Occlusal können in der Praxis u.U. aufgrund hoher Sprödigkeit zum Abplatzen der Verblendungen vom Metallgerüst führen. Das niedrigste Elastizitätsmodul zeigt Vita VM LC. Korrelationen bestehen zur Härte nach Vickers und dem Füllstoffgehalt, nicht aber zur Biegefestigkeit.

Die Komposite weisen eine höhere Resistenz gegenüber Druck- als gegenüber Biegebeanspruchung auf, wobei künstliche Stressung auf Letztgenanntes einen größeren negativen Einfluss nimmt. Schmelzmassen vertragen deutlich höhere Drücke als Dentinmassen.

Die Härten nach Vickers der Mikrofüllerkomposite liegen deutlich niedriger als die der Hybridkomposite. Schmelz- und Dentinmassen differieren nicht. Den größten Widerstand zeigt Cristobal+. Korrelationen können nur zum Elastizitätsmodul, jedoch nicht zur Biege- und Abrasionsfestigkeit, Aushärtungstiefe und Füllstoffgehalt ermittelt werden.

Im Abrasionsversuch zeigen alle Produkte einen höheren Substanzverlust gegenüber dem Vergleichswerkstoff AlMg, wobei die beiden Mikrofüllerkomposite sowie Ceramage einen mehr als doppelt so hohen Verlust aufweisen.

Die geforderten Eintageswerte von 5 MPa für die Scherhaftfestigkeit werden durch alle systemeigenen Verbundsysteme erreicht, wobei nach Stressung die Werte deutlich sinken und für Vita VM Bond unzureichend sind. Sehr gute Verbundfestigkeiten erreichen SR Link und Sebond Smart. Metal Primer II + Gradia Opaker sichern auch bei Stressung für alle Komposite hohe Haftwerte, wobei sich SR Adoro, Ceramage und dialog durch extrem hohe und Vita VM LC durch niedrigere Scherhaftfestigkeitswerte auszeichnen.

Eine vollständige Durchhärtung ist nach 40 s Belichtungszeit bei einer max. Schichtstärke von knapp 4 mm für alle untersuchten Komposite gegeben.

Vita VM LC ist mit Abstand durch die höchste und schnellste Wasseraufnahme gekennzeichnet, gefolgt von Ceramage. Zwischen aufgenommener Wassermenge und Sättigungsdauer besteht kein Zusammenhang.

Die allmähliche Polymerisationsschrumpfung von belleGlass NG ist günstig, während die übrigen Produkte initial sehr hohe Kontraktionen zeigen, die hohe Spannungen im Werkstoff verursachen, die bis in die Verbundphase reichen können.

Rotierende Polierer erzielen produktspezifisch unterschiedliche Ergebnisse. Es kann stets ein arithmetischer Mittenrauwert unter $0,2\text{ }\mu\text{m}$, gelegentlich sogar unter $0,1\text{ }\mu\text{m}$, erzielt werden.

Färbende Medien hinterlassen bes. auf ungenügend vergüteten oder rauen Oberflächen sowie auf SR Adoro eine deutlich sichtbare Verfärbung. Vita VM LC zeichnet sich durch die höchste Verfärbungsresistenz aus. Stärker verfärbte Oberflächen zeigen größere Reinigungserfolge, bleiben jedoch eher restverfärbt.

Je oberflächenaktiver und abrasiver ein Reinigungssystem ist, desto stärker sind Reinigungsleistung und Potenz der Oberflächenaufräufung. Eine zeitsparende Oberflächenverkleinerung mit minimalem Substanzabtrag kann mit Baumwollbürste und Polierpaste erreicht werden.

Namensgleichheit von Zahnfarben verschiedener Hersteller garantiert keine Farbgleichheit der einzelnen Schichtmassen. Dies erfordert die Benutzung systemeigener Farbringe.

REM-Bilder zur Beurteilung des Materialgefüges bestätigen die Herstellerangaben zur Verteilung der Inhaltsstoffe.

2 Einleitung

2.1 Entwicklung, Bedeutung und Einsatzgebiete der Verblendkomposite

Zahnfarbene Komposite sind hinsichtlich ihrer Alterungsbeständigkeit im Laufe der Zeit wesentlich verbessert worden. Derzeit stehen lichthärtende Verblendkunststoffe zur Verfügung, die funktionellen, haltbaren, komfortablen und ästhetischen Zahnersatz ermöglichen, auch wenn im letzten Jahrzehnt bzgl. zahnfarbenem Ersatz vorrangig das Augenmerk auf die Weiterentwicklung der Keramiktechnologie gerichtet war. Da aber Keramik nicht immer indiziert ist und für einige Patienten auch eine unüberwindbare finanzielle Belastung darstellt, wurden auch die Verblendkomposite weiterentwickelt.

Erste Kunststoffe zur Herstellung von verblendeten Kronen waren Hekodent (1935), Paladon (1937/38) und Palapont (1940 Heraeus Kulzer). Als Pioniere sind insb. Jesensky, Mathé, Singer, Armbrecht und Gerber hervorzuheben (1941-1964). Mit der Erfindung des größeren reaktionsfähigen Monomers Bis-GMA (Bowen 1962) konnte das Schrumpfen der bis dahin verwendeten Produkte auf der Basis von PMMA/MMA erheblich reduziert werden (Williams 1992). Durch Zufügen von Füllkörpern, deren Modifizierungen sowie ihrer chemischen Anbindung an die organische Matrix durch Silanisierung konnten in den Folgejahren die Eigenschaften verbessert werden. Sorgenkind blieb dennoch die sichere Ankopplung des organischen Komposits an die verschiedenen Dentallegierungen. Erst die Entwicklung chemischer Verbundphasen Anfang der 1980er Jahre ermöglichte eine Verbundfestigkeit, die den in vivo auftretenden Belastungen dauerhaft standhalten kann. Diese Haftphasen unterstützen signifikant die Verbundfestigkeit der bis dahin rein mechanischen Verankerung (makro- und mikroretentiv). Pioniere auf diesem Gebiet waren Musil, Göbel und Tiller, die 1984 in Zusammenarbeit mit der Firma Heraeus Kulzer das Silicoater-Verfahren auf den Markt brachten (Musil und Tiller 1984) und dieses Verfahren patentieren ließen (Deutsches Patent- und Markenamt 1993). In dieser Zeitspanne kam es durch Füllstoffmodifikationen zur weiteren Verbesserung der Komposite. Die Füllstoffoptimierung ist nahezu ausgereizt, sodass es derzeit vornehmlich zur Matrixveränderung kommt (Hickel 1997, Rzanny und Welker 1997, Manhart et al. 1999). Heute stehen Verblendkomposite mit unterschiedlichen Verbundsystemen zur Verfügung, deren Farbsysteme in die jeweiligen Farb- und Schichtstaffelungen der Keramiksysteme integriert wurden und eine optimale Farbanpassung sowohl an den Restzahnbestand als auch an keramisch verblendete Kronen und Brücken oder an konfektionierte Prothesenzähne ermöglichen und deren durchschnittliche Verweildauer unter der komplexen Belastung in vivo mit zehn Jahren angegeben werden kann (Kerschbaum et al. 1997). Das Dental Vademekum verzeichnet derzeit 23 Verblendkomposite (Institut der Deutschen Zahnärzte 2009), wobei die

Mehrheit zur Gruppe der lichterhärtenden Feinstpartikel-Komposite gehört. Ihr Haupteinsatzgebiet liegt in der Kombinationsprothetik zum Verblenden von Außenteleskopen/Sekundärteilen. In der Kronen- und Brückentherapie dienen sie als preiswerte Alternative gegenüber der keramischen Verblendung. Aufgrund der Verbesserung ihrer mechanischen Eigenschaften können neben den vestibulären (bukkalen und labialen) Flächen des Zahnersatzes auch okklusale, kaukrafttragende Flächen bedeckt werden. Aus verkaufsstrategischen Gründen erweitern viele Hersteller das Indikationsspektrum noch weiter, um den Anwender für ihr Produkt zu gewinnen. So sind Verblendkomposite nicht mehr länger reine Verblendwerkstoffe für metallgestützte Restaurationen, sondern können bei adhäsiver Befestigung auch als indirektes Füllungsmaterial (Inlays, Onlays und Veneers) verwendet werden. Ebenso kann eine festsitzende metallfreie Restauration in Form einer Einzelkrone oder einer max. dreigliedrigen Brücke hergestellt werden. Bei temporärer Zementierung sind weiterhin Langzeitprovisorien mit einer Tragezeit von max. zwölf Monaten möglich. Auch Individualisierungen von konfektionierten Prothesenzähnen sind durchführbar. Verblendkomposite gewinnen so immer mehr an Stellenwert (Lubberich und Walkenbach 1997, Polleter 2002) und drohen sogar der (Aufbrenn-)Keramik wieder Terrain zu entziehen (Wirz 1997). Forciert wird dieser Trend auch durch die Festzuschussregelung von 2005, die die Rahmenbedingungen für Zuzahlungen seitens der Krankenkassen für Verblendungen auf Kassenbasis festlegt. Wünscht der Patient preiswerte Zusatzverblendungen kann auf Komposite zurückgegriffen werden. Daher ist es sehr wahrscheinlich, dass auch in Zukunft der Dentalmarkt zwischen Keramik und Kompositen aufgeteilt wird – bestimmt durch die Abhängigkeit von Indikation und finanziellen Möglichkeiten der Patienten bzw. seiner Krankenkassen.

2.2 Anforderungen an Verblendkomposite

Zu den wesentlichen Voraussetzungen für klinische Langzeiterfolge zählen gute werkstoffliche Eigenschaften (Rzanny und Welker 1998), die anhand von in-vitro-Studien ermittelt werden und eine Abschätzung für klinische Erfolgchancen erlauben. Wichtige Forderungen sind gute physikalische und mechanische Eigenschaften. Ebenso wird eine hohe Konversionsrate (niedriger Restmonomergehalt) bei geringer Polymerisationsschrumpfung verlangt. Eine hohe Oberflächenqualität verhindert Ästhetikeinbußen und sichert somit eine relative Farbbeständigkeit während der Gebrauchsperiode. Weiterhin ist eine gute Verbundfestigkeit zum Metall von Nöten. Geringe toxische Wirkung (Biokompatibilität) sowie Geruchs- und Geschmacksneutralität sind unentbehrlich. Günstig ist eine hohe Reparaturfähigkeit – sowohl intra- als auch extraoral.

2.3 Aufbau moderner Verblendkomposite

Komposite sind zusammengesetzte Werkstoffe – abgeleitet vom lateinischen Verb componere. Ihr genauer Aufbau kann als bekannt vorausgesetzt werden (siehe Kullmann 1990). Die Komposite der letzten Generationen enthalten als Basismonomer der organischen Matrix vorwiegend UDMA oder dessen Derivate sowie TEGDMA oder DEGDMA als Comonomere. Der anorganische Füllergehalt schwankt zwischen 50 und 90 Gew.%, wobei die derzeit markt-gängigen Verblendkomposite durchschnittlich 70 bis 80 Gew.% enthalten. Einige wenige Produkte enthalten neben den anorganischen Füllstoffen auch organische. Form und Größe sind stark produktabhängig. Durch Silanisierung werden die Füllstoffe hydrolysestabil (Ishida und Koenig 1979) chemisch an die Matrix gekoppelt. Bewährt haben sich siliziumorganische Verbindungen, die Alkoxysilane, vor allem das MPTMS (3-Methacryloxypropyltrimethoxy-Silan) oder analoge Verbindungen (Clotten 2004).

2.4 Klassifikation der Verblendkomposite

Seit Einführung der Komposite wurden zu deren Beschreibung viele Klassifikationssysteme verwendet. Die Unterteilung erfolgte nach Aushärtemechanismus, Zusammensetzung oder Füllkörpergröße, -form, -gehalt bzw. -morphologie (z.B. Lutz et al. 1981 und 1983, Roulet 1987, Marshall et al. 1988, Leinfelder 1989, Hosada et al. 1990, Lang et al. 1992, Ernst 2003). Der Partikeldurchmesser der Mikrofüllstoffe fällt mit 0,2 µm deutlich kleiner aus als der der Vorgängerprodukte (Makrofüllerkomposite). Der Füllstoffanteil beträgt etwa 50 Gew.%, bei Hybridkompositen meist 70 bis 80 Gew.% (zu 85 bis 90 % Makrofüller und zu 10 bis 15 % Mikrofüller). Weber (2003) und Ernst (2003) veröffentlichten eine neue Unterteilung der Hybridkomposite in Abhängigkeit der durchschnittlichen Partikelgröße:

- Grobpartikel-Hybrid-Komposite (\emptyset PG > 5 µm < 10 µm)
- Feinpartikel-Hybrid-Komposite (\emptyset PG < 5 µm)
- Feinstpartikel-Hybrid-Komposite (\emptyset PG < 3 µm)
- Submikrometer-Hybrid-Komposite (\emptyset PG < 1 µm)

Heute dominieren Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite, im Einzelnen die Feinstpartikel- bzw. Submikrometer-Hybridkomposite.

2.5 Aushärtemechanismus und geeignete Geräte zur Polymerisation

Während der Polymerisation lagern sich die kurzkettigen Basis- und Comonomere ohne Abspaltung eines Nebenprodukts zu kettenförmigen Makromolekülen aneinander und bilden ein großes dreidimensionales Polymernetz. Gemäß DIN EN ISO 4049:2001 kann eine Untertei-

lung in drei verschiedene Polymerisationsmechanismen erfolgen:

- chemisch härtende Komposite (autopolymerisierend)
- physikalisch härtende Komposite (photopolymerisierend)
- dualhärtende Komposite (auto- und photopolymerisierend)

Aus verarbeitungsmethodischen Gründen haben sich industriell gefertigte photopolymerisierende Einkomponenten-Komposite bewährt. Sie haben den Vorteil, dass sie nahezu porenfrei (Lutz et al. 1981, Rühmann und Lutz 1981) sowie dosier- und durchmischungsstabil sind und eine genügende Verarbeitungsdauer sowie zeitsparendes Handling garantieren.

Der zeitliche Verlauf von Polymerisationsschrumpfung und Aushärtung sowie deren Ausmaß hängen bei lichthärtenden Verblendkompositen von der Art der Lichtquelle (UV-Licht, Halogenglüh-, LED- oder Plasma-Lampe), der Intensität der Strahlung (soft start, exponential oder gleichbleibend), deren Wellenlängenspektrum, deren Abstand zum Werkstück, der Empfindlichkeit des Monomers, der Bestrahlungszeit sowie der Strahlendurchlässigkeit des Komposites und Streuung der Strahlen im Komposit ab (Sandock-Ladwig 1980, Dunne und Millar 1996, Hellwig et al. 2003c). Die Durchhärtungstiefe ist bei stark pigmentierten, opakeren und füllstoffreicheren Kompositen geringer als bei hellen, transluzenten und füllstoffärmeren (Sandock-Ladwig 1980, Sakaguchi et al. 1992, Hellwig et al. 2003c). Daher wird ein inkrementaler (schichtweiser) Aufbau propagiert. Die max. Schichtdicke wird mit 2 mm angegeben, um dadurch das Ausmaß der Schrumpfung gering zu halten (Hansen 1986) und eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten. Nach 120 s Bestrahlung kann Komposit max. 5 mm tief polymerisiert werden (Sandock-Ladwig 1980). Mikrofüllerkomposite haben aufgrund eines Lichtstreuungseffektes ihrer kleinen Füllkörper und der damit verbundenen Absorption einen schlechteren Polymerisationsgrad als Komposite mit größeren Füllkörpern (Li et al. 1985, Hellwig et al. 2003c). Das Ausmaß der Schrumpfung hängt nicht nur vom Füllstoffgehalt ab, sondern auch von der Anzahl der entstehenden kovalenten Bindungen (Janda 1989), von der Molekülgröße der Monomere und vom Grad der Polymerisation (zwischen 55 und 75 %) ab (Yap et al. 2000). Bei Lichtpolymerisation können höhere Konversionsraten erwartet werden als bei chemischer Polymerisation (Hellwig et al. 2003c). Um innere Spannungen (Marth 1969) minimieren zu können, ist es sinnvoll, die Polymerisationskinetik so zu beeinflussen, dass der Zeitpunkt des Gelpunktes möglichst lange hinausgezögert wird. Hierfür reicht die Verwendung einer Polymerisationslampe mit der Möglichkeit eines Soft-Startes aus (Davidson und de Gee 1984). Trotz initial reduzierter Lichtleistung wird eine gleiche Endqualität ohne Verschlechterung der Materialeigenschaften erzielt (Mehl et al. 1997). Als Polymerisationsinhibitor ist an dieser Stelle vor allem Sauerstoff zu erwähnen. Kontakt mit Sauerstoff

ist unumgänglich, kann jedoch durch Verwendung von Polymerisationsöfen minimiert werden, die ein Schutzgas (z.B. Stickstoff) applizieren oder ein Vakuum erzeugen, durch Polymerisation unter einer lichtdurchlässigen Folie oder durch Auftragen von sog. Barrier-Gelen. Zur Aushärtung von photopolymerisierenden Kompositen reichen Polymerisationslampen aus. Finden sie Anwendung bei Kompositen vom Photo- und Thermopolymerisationstyp, können nur einzelne Schichten des Materials zwischengehärtet werden. Die finale Vergütung muss in einem separaten Gerät erfolgen, das zusätzlich Wärme abgibt. Bei einigen Polymerisationslampen kann eine kontinuierlich ansteigende (exponentiale), zweistufige (soft start) oder eine gleichbleibende („Standard“ genannte) Bestrahlungsintensität ausgewählt werden. Weiterhin können auch die Belichtungszeiten variiert werden. Am häufigsten werden trotz der rasanten Entwicklung der Plasma- und LED(Light-Emitting-Diode)-Lampen weiterhin Halogenleuchtstofflampen als Lichtquelle verwendet (3M ESPE 2003, Linß 2008).

Polymerisationsöfen hingegen können meist mehr als nur Licht erzeugen. Sie bauen notwendige Hitze oder Druck während der Polymerisation auf, um die physikalischen Eigenschaften der Komposite zu verbessern. Ferner können sie ein Schutzgas (z.B. Stickstoff) zur Oberflächenoptimierung applizieren. Dieses Gas verhindert die ca. 0,1 bis 0,15 mm dicke, unpolymersierte Inhibitionsschicht an der zu polymerisierenden Oberfläche des Werkstücks. Sie ermöglicht zwar das Anpolymerisieren weiterer Schichten und somit den inkrementalen Aufbau einer Verblendung, sollte aber auf der letzten Schichtung ausdrücklich verhindert werden, da sie negative Folgen wie schlechtere Polierbarkeit und schnellere Verfärbung durch erleichterte Partikeleinlagerung zur Folge hat. Der Abstand zwischen Werkstück und Lampe im Ofeninneren ist fest vorgegeben. Verschiedene Funktionsprogramme werden der Größe und Art des Werkstücks (ein- oder mehrgliedrige Brücke, Neuanfertigung oder Reparatur bereits bestehenden Zahnersatzes) sowie der Art der Schichtmasse gerecht, indem die Temperatur angepasst wird. Gleich ist den Lampen und Öfen der Wellenlängenbereich des emittierten Lichtes, um das Absorptionsmaximum des Photoinitiator Campherchinon (465 nm) zu erreichen. Pioch et al. (1998) sowie Thormann und Lutz (1999a und 1999b) empfehlen eine Lichtleistungsdichte von mind. 300 mW/cm^2 .

2.6 Metall-Kunststoff-Verbund

Für die gesamte Nutzungsdauer einer Restauration ist ein sicherer Verbund zwischen Kompositverblendung und Metalllegierung von immenser Bedeutung. Es sollten solange keine Mängel eintreten, bis der Zahnersatz durch Inkongruenz zum Prothesenlager, inakzeptable Ästhetik oder Verlust von Pfeilerzähnen unbrauchbar wird. Ein vorzeitiger Defekt an der Verblen-

dung oder ihr Verlust ist sowohl für Patienten als auch Behandler aus ästhetischen, funktionellen und finanziellen Gründen unangenehm (Özcan 2003). In der Gebrauchsperiode ist der Verbund zwischen Komposit und Metall jedoch ständig extremen Bedingungen ausgesetzt, die „antiadhäsiv wirken“ (Göbel und Welker 2001). Dazu gehören neben wechselndem Feuchtigkeitsmilieu, chemischen und bakteriellen Einflüssen, Dauerwechselbelastungen und Spannungsspitzen während der Funktion und der Reinigung auch rasche Temperaturwechsel. In der Literatur gibt es hierzu verschiedene Angaben. Spierings et al. (1987) beschreiben Temperaturen während der Nahrungsaufnahme zwischen 14 und 56 °C. Pfeiffer und Marx (1989) erweitern das Intervall auf -2 bis etwa 80 °C. Palmer et al. (1992) liegen mit ihren Angaben von 0 bis 67 °C innerhalb dieser Spanne. Weiterhin sind unterschiedliche chemische und physikalische Eigenschaften der beiden Verbundpartner zu überwinden, da sie vollkommen verschiedene Phasen darstellen (Tab. 1).

Tab. 1: Gegenüberstellung der Eigenschaften von Dentallegierungen und Kompositen

Eigenschaft	Dentallegierung	Komposit
chemische Binnenstruktur	Metallbindung (Kappert 1999)	kovalente Bindungen (Göbel und Welker 2001)
Wasseraufnahme/ -abgabe	0 Masse%	0,5 - 2 Masse% (Schwickerath 1980)
Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)	$\alpha = (13 - 16) \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (Ludwig 2005)	ca. 2,5 bis 7 mal höher als $\text{WAK}_{\text{Metall}}$ (Ludwig 2005)
Polymerisations- schrumpfung	0 %	1 - 3 % lin (Göbel und Welker 2001)
Härten	310 HV ₁₀ (nach Brand) (Bego 2009)	30 - 80 HV ₅₋₂₀ (Ergebnisse dieser Arbeit)
Elastizitätsmodul	210.000 MPa (Wirobond C) (Bego 2009)	3.000 - 8.000 MPa (Ergebnisse dieser Arbeit)

Folglich resultieren aus den verschiedenen Eigenschaften Grenzflächenspannungen und Belastungen, die die Spaltbildung zwischen der Metalloberfläche und der Verblendung fördern. In diesen Zwischenraum dringen nicht nur Bakterien ein, die den Kunststoff zersetzen, sondern der Spalt bildet auch Nischen für exogene Stoffe, die sich dort anlagern, das Komposit penetrieren und folglich Verfärbungen verursachen. Ferner kommt es bei weniger korrosionsbeständigen Legierungen zur Spaltkorrosion unter der Verblendung. Eine Spätfolge dieser

Vorgänge kann der Bruch des Verbundes beider Phasen sein. Es kommt entweder zum Adhäsionsbruch im Metall-Kunststoff-Verbund oder zum Kohäsionsbruch innerhalb des Komposits oder zu gemischten Bruchflächen (Adhäsions- und Kohäsionsbruch). Aufgrund der unterschiedlichen werkstofflichen Eigenschaften ist ein stabiler Verbund nicht direkt möglich. Um das organische Komposit an das anorganische Metall zu binden, braucht es – neben der mechanischen Verankerung – eine spezielle chemische Konditionierung der Legierung (Göbel und Welker 2001, Ludwig 2005). Bevorzugt werden die Verfahren eingesetzt, die nicht technik- und zeitintensiv sind. Eine gute Haftfestigkeit kann durch die Kombination von Korundstrahlen und chemischen Haftvermittlern erreicht werden. Hierbei werden die Metalloberflächen mittels Korund gereinigt, aufgeraut und vergrößert. Die Korngröße des Korundes sollte 110 µm und der Strahldruck 2 bis 3 bar betragen (Göbel und Welker 1996). Als chemischer Verbund stehen sowohl anorganische als auch organische Verbundverfahren zur Verfügung. Die Gruppe der anorganischen Verbundverfahren umfasst Silikatisierung und Verzinung, wobei vorwiegend Erstgenanntes Anwendung findet. Hierbei wird eine Silikatschicht auf das Metall aufgebracht, die anschließend silanisiert wird. Das Haftsilan fungiert als Bindeglied zwischen der anorganischen Silikatschicht und dem organischen Komposit. Als Verfahren sind Silicoater (Heraeus Kulzer 1984), Siloc (= Silicoater MD, Heraeus Kulzer 1989) und Rocatec (3M ESPE 1989) zu nennen. Bei dem organischen Verbundverfahren ist ein organischer Primer nötig, der ein oder zwei bifunktionelle Moleküle enthält, die sowohl mit dem Metall als auch mit dem Opaker eine Verbindung eingehen (Göbel und Welker 2001). Einige Produktrepräsentanten sind Sebond MKV (Schütz), Metacolor (Morita), SR-Isosit-Spectra Link (Ivoclar Vivadent), Vita Zeta HLC Bond (VITA Zahnfabrik), Targis Link (Ivoclar Vivadent), Metal Primer II (GC) und Alloy Primer (Kuraray).

Einen entscheidenden Einfluss auf die Qualität des angestrebten Komposit-Metall-Verbundes hat zudem auch der verwendete Opaker, wobei seine Eigenschaften stark produktspezifisch sind (Göbel und Musil 1998). Neben der Funktion der Farbabdeckung des Metallgerüsts obliegt ihm die Funktion einer Haft- oder Primerschicht (Göbel und Musil 1998), die die beschriebenen unterschiedlichen Materialeigenschaften von Metall und Komposit ausgleicht und die Spannungen in der Verbundphase besser abfängt als das Komposit selbst. Erreicht wird dies aufgrund ihrer gegenüber dem Komposit veränderten Struktur und Zusammensetzung auf Acrylatbasis.

3 Aufgabenstellung

Die vorliegende Arbeit dient dem werkstoffkundlichen Vergleich neuer Verblendkomposite, um sie in die Reihe der marktgängigen, etablierten Verblendkomposite einordnen und Vergleiche zwischen den einzelnen Produkten ziehen zu können, um daraus Entscheidungshilfen für Zahntechniker und Zahnärzte abzuleiten. Untersucht werden die beiden Mikrofüllerkomposite SR Adoro (Ivoclar Vivadent) und Vita VM LC (VITA Zahnfabrik) sowie die vier Hybridkomposite belleGlass NG (KerrLab), Ceramage (SHOFU Dental), Cristobal+ (DeguDent) und dialog bzw. dialog Occlusal (Schütz Dental) hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften Biege-, Druck-, Abrasions-, Verbundfestigkeit, Härte nach Vickers und des Elastizitätsmoduls nach 24 h sowie nach Stressung und Wasseraufnahme. Die Scherhaftfestigkeit der systemeigenen Verbundsysteme wird den Ergebnissen mit der Haftvermittler-Kombination Metal Primer II + Gradia-Opaker (GC) gegenübergestellt.

Ferner wird für belleGlass NG die Wichtigkeit der Anwesenheit von Stickstoff während der Polymerisation zur Vergütung der Oberfläche untersucht. Bei den Produkten belleGlass NG, Cristobal+ und SR Adoro werden je zwei Versuchsreihen parallel durchgeführt mit dem Ziel, die Ergebnisse nach Benutzung der systemeigenen Öfen und des Standardgerätes Dentacolor XS vergleichend gegenüberzustellen, um die Notwendigkeit der Benutzung systemeigener Öfen zu bewerten. Weitere Untersuchungen sollen Unterschiede zwischen der Dentinmasse dialog und der Schmelzmasse dialog Occlusal herausarbeiten.

Die folgenden additive Untersuchungen sind im Anhang zu finden: Vergleich der mechanischen Eigenschaften verschiedener Cristobal+-Proben, die mit unterschiedlichen Regimen ausgehärtet werden, Versuche der Streuungssenkung für die Scherfestigkeitswerte für belle Glass NG durch Aushärtung des Opakers bei Benutzung des systemeigenen Ofens, digitale Farbmessung vor und nach Polymerisation zum Nachweis eines sichtbaren Farbumschwungs im Rahmen der Polymerisation und zum Nachweis sichtbarer Farbdifferenzen zwischen den einzelnen Massen verschiedener Hersteller, Polierpotential des eigenen Poliersystems für Ceramage, exogene Verfärbungspotenz durch den Plaquerevelator Mira-2-Ton und anschließende Reinigungsmöglichkeiten in einer praxisnahen Untersuchung, Bestimmung der Reinigungs- und Oberflächenvergrößerungspotenz verschiedener häuslicher Oralhygieneprodukte nach Lagerung der Komposite in färbenden Medien und anschließender Oberflächenminimierung mit minimalem Substanzabtrag durch erneute Politur sowie Transmissionsmessung der verwendeten Matrizenfolie zur Oberflächenabdeckung während der Polymerisation. Aus Gründen der Umfangsbegrenzung wird in den Kapiteln Diskussion und Schlussfolgerung nur kurz auf diese Ergebnisse eingegangen.

4 Material und Methode

4.1 Untersuchte Werkstoffe

Es werden sieben gebrauchsfertige Einkomponentenpasten untersucht, hauptsächlich Dentinmassen. Die einzige Schmelzmasse, die neben der dazugehörigen Dentinmasse zum Vergleich geprüft wird, ist dialog Occlusal. Bei allen Produkten handelt es sich um moderne Verblendkomposite, die seit dem Jahr 2000 auf dem Dentalmarkt eingeführt wurden. Anfang 2009 wurde Cristobal+ wieder aus dem Sortiment genommen. Die Charakterisierung erfolgt auf Grund von Herstellerangaben (Packungsbeilagen und Produktdossiers) wie folgt:

4.1.1 Mikrofüllerkomposite

SR Adoro[®] (Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan) Chargen-Nr.: G03254

Schichtmasse:	Dentinmasse: Dentin/ Body TS2
Zahnfarbe:	A3 TS2 (Farbskala: Chromascop und A-D Farben)
Organische Matrix:	UDMA, aliphatisches Urethandimethacrylat
Füllstoffgehalt:	65 Gew.%, anorganisch und organisch
Reaktionstyp:	Photo- und Thermopolymerisation (104°C)

VITAVM[®] LC (VITA Zahnfabrik, D-Bad Säckingen) Chargen-Nr.: 7698

Schichtmasse:	Dentinmasse: Base Dentin
Zahnfarbe:	3M2 (Farbskala: VITA SYSTEM 3D-Master)
Organische Matrix:	UMDA , TEGDMA, Polymethacrylat , Bis-GMA
Füllstoffgehalt:	45 - 48 Gew.% anorganisch
Reaktionstyp:	Photopolymerisation

4.1.2 Hybridkomposite

belleGlass[™] NG (KerrLab, USA-Collins) Chargen-Nr.: 422311

Schichtmasse:	Dentinmasse: translucent Dentin
Zahnfarbe:	A3 (Farbskala: VITA classical)
Organische Matrix:	aliphatische Dimethacrylate, UMDA
Füllstoffgehalt:	78,7 Gew.% anorganisch
Reaktionstyp:	Photopolymerisation, Endpolymerisation: Druck- (5,5 bar) und Thermoreaktion (140°C)

Ceramage (SHOFU Dental, D-Ratingen)

Chargen-Nr.: 030413

Schichtmasse: Dentinmasse: Body
 Zahnfarbe: A3B (Farbskala: VITA classical sowie SHOFU-System)
 Organische Matrix: UDMA
 Füllstoffgehalt: 73 Gew.% anorganisch
 Reaktionstyp: Photopolymerisation

Cristobal[®] + (DeguDent, D-Hanau-Wolfgang)

Chargen-Nr.: 530687

Schichtmasse: Dentinmasse: Dentin
 Zahnfarbe: A3 (Farbskala: VITA classical)
 Organische Matrix: Bis-GMA
 Füllstoffgehalt: 70 Gew.% anorganisch
 Reaktionstyp: Photo- und Thermopolymerisation

dialog[®] (Schütz Dental, D-Rosbach)

Chargen-Nr.: 2004005348

Schichtmasse: Dentinmasse: Dentin
 Zahnfarbe: A3 (Farbskala: VITA classical)
 Organische Matrix: Diurethandimethacrylat, Butandioldimethacrylat, Bis-GMA
 Füllstoffgehalt: 51Gew.% anorganisch, 24 Gew.% organisch
 Reaktionstyp: Photopolymerisation

dialog[®] Occlusal (Schütz Dental, D-Rosbach)

Chargen-Nr.: 2004004208

Schichtmasse: Schmelzmasse: Schmelz
 Zahnfarbe: A3 (Farbskala: VITA classical)
 Organische Matrix: Diurethandimethacrylat, Butandioldimethacrylat, Bis-GMA
 Füllstoffgehalt: 76 Gew.% total, genaue Aufteilung nicht angegeben
 Reaktionstyp: Photopolymerisation

4.2 Verwendete Lichtpolymerisationsgeräte

Die Polymerisation der Kunststoffe erfolgt unter strikter Einhaltung der Herstellerangaben. Andernfalls werden die Proben im Polymerisationsofen Dentacolor XS (Heraeus Kulzer, Tab. 3) belichtet. Somit kommen verschiedene Lampen (Tab. 2) und Öfen (Tab. 3) zum Einsatz. Die Herstellerangaben zu den Indikationen der einzelnen Ofenprogrammen enthält Tab. 4. Indikationen der einzelnen Programme des Cristobal+ 2 in 1-Lichthärtegerätes sind in Tab. 5

aufgeführt. Versuchsbedingt kommt es bei einigen Untersuchungen (u.a. Polymerisations-schrumpfung, Herstellung der Probenräder für die 3-Medien-Abrasion) zu Abweichungen (Wegfall von Hitze, Druck- und Schutzgasapplikation), die bei der Auswertung jedoch Berücksichtigung finden.

Tab. 2: Verwendete Lichtpolymerisationslampen

Polymerisations-lampe (Hersteller)	Lampenart; elektrischen Span- nung; Leistung	Lichtleistung; Wellenlängen- bereich	Programmwahl [Zeitintervalle in s]
Elipar TriLight (3M ESPE)	Halogenglühlampe; n. a.; n. a.	800 mW/cm ² (Mittelwert); 400 - 515 nm	Standard [10, 20, 40, 60] Exponential [40, 60] Medium [10, 20, 40, 60, 80]
Heliodur DLX (Ivoclar Vivadent)	Halogenreflektor-lampe; 12 V; 75 W	n. a. ; n. a.	180
Quick-Lampe (Ivoclar Vivadent)	Halogenglühlampe; n. a.; n. a.	n. a. ; 400 - 500 nm	Zeitwahl nicht möglich, Signal alle 10 s
Teklite (KerrLab)	Halogenglühlampe; n. a.; n. a.	n. a. ; n. a.	10 und 20

Tab. 3: Verwendete Lichtpolymerisationsöfen

Polymerisationsofen (Hersteller)	Lichtleistung; Wellenlängenbereich	zusätzliche Angaben
Dentacolor XS (Heraeus Kulzer)	250 mW/cm ² ; 320 - 520 nm	nur Lichtleistung
Targis Power upgrade (Nachfolgegerät von Lumamat 100) (Ivoclar Vivadent)	n. a. ; 400 - 580 nm	Objektträger mit Vergütungsraumbegrenz- er; Licht- und elektronisch gesteuerte Heiz- leistung; Temperatur: 104 °C; P1 und P4 ohne Heizung
Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegerät (DeguDent)	n. a. ; n. a.	Zyklusdauer = Vorheizen + 2 bzw. 8 min Aushärten + Abkühlen auf 35 °C oder 45 bzw. 90 s; Temperatur: 5 °C - 40 °C
belleGlass HP-Aus- härtungsöfen (KerrLab)	n. a. ; n. a.	Temperatur: 140 °C; Druck: 5,5 bar; Schutzgas: Stickstoff

Tab. 4: Indikationen der einzelnen Funktionen der verwendeten Lichtpolymerisationsöfen

Polymerisationsgerät (Hersteller)	Programme bzw. Zeit- intervalle	Indikationen
Dentacolor XS (Heraeus Kulzer)	90 s 180 s	n. a.
Targis Power upgrade (Nachfolgegerät von Lumamat 100) (Ivoclar Vivadent)	P1 (Dauer: 25 min) P2 (Dauer: 11 min) P3 (Dauer: 25 min) P4 (Dauer: programmierbar)	Vergütung mit Gipsmodell reines Lichtpolymerisation Vergütung ohne Gipsmodell individuell, frei programmierbar
Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegerät (DeguDent)	F1 (Zyklusdauer: 2 min) F2 (Zyklusdauer: 1,5 min) F3 (Zyklusdauer: 8 min) Cure2, HD2 und Post Cure2	Aushärtung des Kompositmaterial Aushärten der Adhäsionsschicht vollständige Polymerisation Reparatur
belleGlass HP-Aushär- tungsofen (KerrLab)	10 min 20 min	für einteilige Werkstücke für mehrteilige Werkstücke

Tab. 5: Indikationen der Programme des Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegeräts (DeguDent)

Programmname	Indikation	Zyklusdauer
F1: CURE	Opakdentin, Dentin-, Schmelz-, Opal-, Transpamassen	2 Min Aushärten + Abkühlen auf 35 °C oder 45 s
F2: High Density (HD)	Opaker I, Opaker II	1,5 Min Aushärten + Abkühlen auf 35 °C oder 45 s
F3: POST CURE	Vergütung	12 Min Aushärten + Abkühlen auf 35 °C oder 90 s

4.3 Herstellung der Prüfkörper

Versuchsbedingt sind verschiedene Prüfkörperformen nötig. Für SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ werden sowohl Prüfkörper nach Herstellerangaben in den systemeigenen Öfen angefertigt als auch teilweise Vergleichsproben im Dentacolor XS, um die Notwendigkeit der finalen Vergütung zu überprüfen. Für die Ermittlung der Verfärbungsneigung der oberflächlichen Schmierschicht werden exemplarisch aus belleGlass NG zusätzlich eine dritte Prüfkörperserie ohne Stickstoffzufuhr (Vergütungszeit 20 min) hergestellt, mit deren Hilfe die Wichtigkeit der Schutzgasapplikation überprüft werden soll. Zur Ermittlung von Durchhärtungstiefe und Polymerisationsschrumpfung werden keine vorgefertigten Proben benötigt.

4.3.1 Prüfkörper für Messung von Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Härte nach Vickers, Wasseraufnahme und exogener Verfärbungsneigung

In einer geteilten Messingform (Abb. 1) können zeitgleich fünf Prüfkörper mit den Maßen 15 x 5 x 2 mm hergestellt werden. Ober- und Unterseite der Prüfkörper werde mit einer lichtdurchlässigen Schutzfolie (AVERY DENNISON ZWECKFORM, D-Oberlaindern) zur Optimierung der Oberfläche versehen. Die einzelnen Polymerisationsschritte und finalen Vergütungen sind Tab. 6 zu entnehmen. Nach der Polymerisation werden die entstandenen Pressfahnen entfernt und die Proben wie in 4.5 beschrieben gelagert.

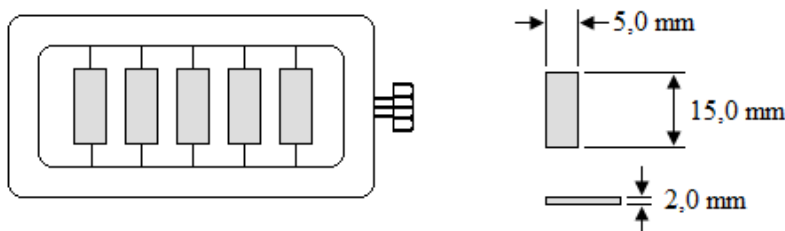


Abb. 1: Messingform zur Herstellung der Plättchen-Prüfkörper

Tab. 6: Polymerisation und Vergütung der Plättchen-Prüfkörper

Komposit	Vergütungsgerät	Zeitangaben	weitere Angaben
SR Adoro	Quick-Lampe	jedes Plättchen in der Form von beiden Seiten 10 s belichten	Abstand der Form zur Lampe: 1 cm; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
	Targis Power upgrade	P1 (25 min)	Prüfkörper ohne Form und Folie reinlegen
belleGlass NG	TEKLITE-Lampe	jedes Plättchen in der Form zweimal pro Seite 20 s belichten	Abstand der Form zur Lampe: 1 cm; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
	belleGlass HP-Aushärtungs-ofen	20 min, mit N-Zufuhr	Prüfkörper ohne Form und Folie reinlegen
Cristobal+	Cristobal+ 2 in 1-Lichthärtegerät	F1 + F2 + F3	Prüfkörper verbleiben in der Form; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
Ceramage	Dentacolor XS	von beiden Seiten je 180 s belichten	Prüfkörper verbleiben in der Form; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
Vita VM LC dialog			
dialog Occlusal			

4.3.2 Prüfkörper für die Untersuchung der Druckfestigkeit

Zur Messung der Druckfestigkeit sind in Übereinstimmung mit DIN 50106 zylindrische Prüfkörper notwendig, die unter Zuhilfenahme einer geteilten Teflonform (Abb. 2) hergestellt werden. In einem Arbeitsgang können sechs zylindrische Prüfkörper hergestellt werden. Während der Polymerisation werden Ober- und Unterseite mit einer lichtdurchlässigen Schutzfolie abgedeckt. Die Zylinder haben eine Höhe von 6 mm und einen Durchmesser von 3 mm. Die Polymerisationszeiten der einzelnen Komposite sind Tab. 7 zu entnehmen. Vor der Lagerung werden mögliche Pressfahnen entfernt und Ober- und Unterseite unter Verwendung von Schleifpapier der Körnung P220 zu planparallelen Enden geschliffen.

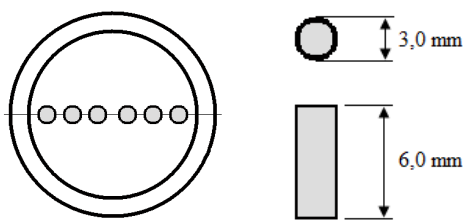


Abb. 2: Teflonform zur Herstellung der Zylinder-Prüfkörper

Tab. 7: Polymerisation und Vergütung der Zylinder-Prüfkörper

Komposit	Vergütungsgerät	Zeitangaben	weitere Angaben
SR Adoro	Quick-Lampe	jeden Zylinder in der Form von beiden Seiten 10 s belichten	Abstand der Form zur Lampe: 1 cm; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
	Targis Power upgrade	P1 (25 min)	Prüfkörper ohne Form reinlegen
belleGlass NG	TEKLITE-Lampe	jeden Zylinder in der Form von beiden Seiten 20 s belichten	Abstand der Form zur Lampe: 1 cm; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
	belleGlass HP-Aushärtungs-ofen	20 min, mit N-Zufuhr	Prüfkörper ohne Form reinlegen
Cristobal+	Cristobal+ 2 in 1-Lichthärtegerät	F1 + F2 + F3	Prüfkörper verbleiben in der Form; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
Ceramage Vita VM LC dialog dialog Occlusal	Dentacolor XS	von beiden Seiten je 180 s belichten	Prüfkörper verbleiben erst in der Form, dann ohne Form reinlegen

4.3.3 Prüfkörper für die Untersuchung der Abrasionsfestigkeit

Die Bestückung und Vorbereitung des Abrasionsrades (Abb. 3) geschieht strikt nach Arbeitsanleitung der von de Gee 1986 entwickelten ACTA-Maschine (ACTA = Academic Centre for Dentistry Amsterdam) der Firma Willytec. Lediglich der Anpressdruck wird in der Abrasionsphase auf 20 N erhöht. Als Zwischenmedium wird eine Suspension aus 50 g Putzkörper-Pulver Hydrated Silica RMS 110 000 15 (Fibre Glast Developments Corp., USA-Brookville) und 400 ml Wasser gewählt, um der Empfehlung von Gnauck (2005) zu folgen und um die Ergebnisse bereits vorliegender Untersuchungen (Staufenbiel 2005) vergleichend gegenüberstellen zu können. Aus Schutzgründen legt der Hersteller die genaue Pulver-Zusammensetzung nicht offen. Nach jeweils 50.000 Umdrehungen des Probenrades wird das Zwischenmedium erneuert, der Vorgang noch dreimal repetiert, sodass die Gesamtzyklenzahl bei 200.000 Umdrehungen liegt. Als Antagonistenrad wird ungehärteter V₂A-Stahl gewählt. Das Rad hat einen Durchmesser von 19 mm und verfügt über zwölf Nuten mit einer Tiefe von jeweils ca. 1 mm. Diese Nuten sind in einem Winkel von 45° zur Drehachse angebracht und haben eine Schräge von 30° (Abb. 3). Drei bzw. vier aufeinander folgende Kammern des Probenrades werden synchron mit demselben Komposit gefüllt, ausgehärtet und anschließend vergütet. Auf einem Rad werden drei verschiedene Werkstoffe kombiniert. Um eine unvollständige Polymerisation des Werkstoffes in der Tiefe der Kammern zu verhindern, werden die Kammern zunächst halbvoll gefüllt, Unterschnitte modelliert und das Material vor der zweiten Applikation zwischengehärtet. Die einzelnen Vergütungszeiten und -geräte sind Tab. 8 zu entnehmen. Die zwölfte Kammer wird mit dem vorgefertigten Referenzmaterial bestückt. Gnauck (2005) empfiehlt hierfür eine nicht aushärtbare, naturharte AlMg-Legierung mit der Zusammensetzung in Masse%: Mg 4,0 bis 5,0; Mn 0,7; Fe 0,35; Zn 0,25; Si 0,2; Cu 0,15; Cr 0,15; Ti 0,10; Al ad 100. Insgesamt werden sechs Räder mit verschiedenen Material-Kombinationen (Tab. 9) hergestellt, wobei zuerst das Komposit eingebracht wird, welches eine Vergütung in einem Ofen benötigt, der Hitze aufbaut.

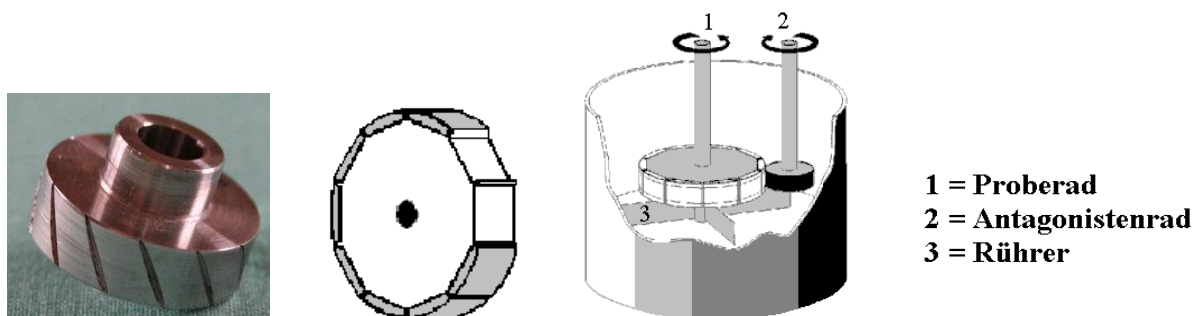


Abb. 3: Antagonistenrad für die 3-Medien-Abrasion, Abrasionsrad (zwei Kammern unbestückt) sowie Probenrad und Antagonistenrad während der Abrasion; nicht maßstabsgerecht

Tab. 8: Vergütung der einzelnen Verblendkomposite

Komposit	Polymerisation der ersten Schicht	Polymerisation der zweiten Schicht	finale Vergütung
SR Adoro	Quick-Lampe je Kammer 10 s; Abstand 1 cm	Quick-Lampe: je Kammer 10 s, Abstand 1 cm	Targis Power upgrade: P1
belleGlass NG	TEKLITE-Lampe je Kammer 10 s; Abstand 1 cm	TEKLITE-Lampe: je Kammer 10 s, Abstand 1 cm	belleGlass HP-Aushärtungsofen: 20 min unter N-Zufuhr (beide seitlichen Kammerbegrenzungen müssen wegen Platzmangel abgenommen werden)
Cristobal+	TriLight Highlight: je Kammer 10 s, Abstand 1 cm	TriLight Highlight: je Kammer 10 s, Abstand 1 cm	Cristobal+ 2 in 1-Licht- härtegerät: F1 + F2 + F3
Ceramage	Dentacolor XS: 90 s	TriLight Highlight: je Kammer 10 s, Abstand 1 cm	Dentacolor XS: 180 s
dialog			
dialog Occlusal			
Vita VM LC			

Tab. 9: Materialverteilung in den einzelnen Abrasionsrädern

Rad-Nr.	Kammer 1 bis 3	Kammer 4 bis 7	Kammer 8 bis 11	Kammer 12
1	SR Adoro	dialog	dialog Occlusal	AlMg
2	Cristobal+	Vita VM LC	Ceramage	AlMg
3	belleGlass NG	dialog	2bond2 (für andere Untersuchungen)	AlMg
4	belleGlass NG	Ceramage	Vita VM LC	AlMg
5	SR Adoro	Ceramage	dialog Occlusal	AlMg
6	Cristobal+	Ceramage	SR Adoro	AlMg

4.3.4 Prüfkörper für die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit

Zur Messung der Scherhaftfestigkeit sind Verbund-Prüfkörper gemäß ISO-Norm 10477 nötig. Verwendet werden Metallplättchen der Legierung Wirobond® C (BEGO, D-Bremen) mit einer Abmessung von 20 x 10 x 3 mm. Nach ISO 9693 handelt es sich um eine silberfarbene,

nickel- und berylliumfreie Kobalt-Chrom-Aufbrennlegierung (Masse%: Co 61,0; Cr 26,0; Mo 6,0; W 5,0; Si 1,0; Fe 0,5; Ce 0,5; C max. 0,02), die nach Brand eine Härte nach Vickers von 310 (HV 10) und ein Elastizitätsmodul von ca. 210 GPa (Bego 2009) aufweist.

Eine Breitseite der Metallplättchen wird mit Al_2O_3 der Körnung 110 μm bei 3 bar korundgestrahlt und anschließend sowohl Primer (Tab. 10) als auch Opaker (Tab. 10) aufgetragen. Danach folgt die Applikation des entsprechenden Komposits unter Zuhilfenahme eines Metallrings mit einem Innendurchmesser von 5 mm und einer Höhe von 2 mm (Tab. 11: Metal Primer II + Gradia-Opaker, Tab. 12: systemeigenes Verbundsystem). Nach Polymerisation und Abkühlen des Prüfkörpers wird der Metallring entfernt, der Kompositzylinder verbleibt am Metall-Opaker-Plättchen. Um etwaige Mikrorisse an der Kompositoberfläche zu füllen, wird der Kompositzylinder am Basisumfang mit Monomerflüssigkeit bepinselt und der gesamte Prüfkörper für 180 s im Dentacolor XS erneut belichtet.

Für Vita VM LC müssen Primer und Opaker angerührt werden. 0,02 g Primer-Pulver wird mit 0,2 ml Primer-Liquid verrührt, für den Opaker wird Pulver und Flüssigkeit im Verhältnis 1:1 angemischt. Für Cristobal+ muss Opaker in zwei verschiedenen Konzentrationen angemischt werden. Die erste aufzubringende Schicht wird im Verhältnis 1:50 (2 % : 98 %) Pulver zu Flüssigkeit angerührt, die zweite Schicht 1:1 (50 % : 50 %) und muss 10 s verrührt werden. Alle anderen Primer und Opaker liegen gebrauchsfertig vor.

Tab. 10: Verwendete Primer und Opaker (¹ für Verbund zum Metall, ² für Verbund zum Opaker / Komposit, ³ für Verbund zum Primer bzw. Komposit)

Komposit system	Primer	wichtige Inhaltsstoffe des Primers	Opaker	wichtige Inhaltsstoffe des Opakers
SR Adoro	SR Link	Dimethacrylate ² , Phosphatester ¹ ; entspricht Targis Link (Ivoclar Vivadent)	SR Adoro Opaker	Dimethacrylate ³
Vita VM LC	Vita VM LC Bond	Vita VM LC Bond (Pulver): Titanoxid, Zinkoxid, Muskovitglimmer, Pigmente; Vita VM LC Bond Liquid: Polymethylmethacrylat ² säure-	Vita VM LC Opaque	Vita VM LC Opaque (Pulver): PMMA ³ ; Vita VM LC Opaque Liquid: Diurethandimethacrylat ³ , Ethylenglycoldimethacrylat ³ , Triethylenglycoldimethacrylat ³ , Di-

		modifiziert, Acet-essigsäureethylester, Ethylenglycoldimethacrylat ²		methylaminoethylmethacrylat ³
belleGlass NG	Metal Prep	u.a. Monomer mit Thiophosphat-Gruppe ¹ und Methacrylgruppe ²	belleGlass HP-Opaker	n. a.
Ceramage	M.L. Primer	u.a. Phosphorsäure-Monomer ¹ , Thioc Säure-Monomer ¹	Ceramage Pre-Opaque & Opaque	beide u.a. Hydroxy-Ethyl-Methacrylat ³
Cristobal+	Cristobal+ Metal Primer	u.a. Molekül mit Carboxylgruppe ¹	Cristobal+ Opaque	Cristobal+ Opaque Liquid: n. a. Cristobal+ Opaque Powder: n. a.
dialog	Sebond Smart	Phosphonsäure ¹ -/ Disulfidpolymer ¹	Pasten- opaker	n. a.
alle Ver- blend- komposite	Metal Primer II	Phosphat ¹ -Methacrylat ² -Monomer, Schwefel ¹ -Methacrylat ² -Monomer	Gradia- Opaque	u.a. Urethane Acrylic Oligomer ³

Tab. 12: Prüfkörperherstellung für Scherfestigkeit systemeigenen Verbundsystemen

Sandstrahlen der Metalloberfläche (Empfehlung des Herstellers)	Haftvermittler; Anmischvorgabe; Vergütung	Opaker; Anmischvorgabe (Schichtanzahl); Vergütung	Komposite; Vergütung
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (80 - 100 µm, 2 bar)	SR Link; gebrauchsfertig; 3 min trocknen	SR Adoro Opaquer; gebrauchsfertig (2); Quick-Lampe: 20 s	SR Adoro; Targis Power upgrade: P1
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (110 - 250 µm, 2,5 - 3,5 bar)	Vita VM LC Bond; anzurühren; im VITA SICCO-THERM für 10 -	Vita VM LC Opaque; anzurühren (1); Dentacolor XS: 180 s	Vita VM LC; Dentacolor XS: 2 x 180 s

	15 min bei 60 - 70 °C trocknen		
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (50 µm, 2 - 3 bar)	Metal Prep; gebrauchsfertig; trocknen	belleGlass HP-Opaker; gebrauchsfertig (2); TEKLITE-Lampe: 20 s + Aushärtungsofen: 10 min ohne N-Zufuhr	belleGlass NG; belleGlass HP- Aushärtungsofen: 10 min mit N-Zu- fuhr
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (n. a.)	M.L. Primer; gebrauchsfertig; 30 s trocken	Pre-Opaque; gebrauchsfertig (1); Dentacolor XS: 180 s und Pasten-Opaque; gebrauchsfertig (1); Dentacolor XS: 180 s	Ceramage; Dentacolor XS: 180 s
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (50 µm, 4 bar)	Metal Primer; gebrauchsfertig; trocknen	Cristobal+ Opaque; anzurühren; jeweils Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegerät: F2	Cristobal+; Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegerät: F1 + F2 + F3
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (50 µm, 2 bar)	Sebond Smart; gebrauchsfertig; trocknen	Pastenopaker; gebrauchsfertig (1); Dentacolor XS: 180 s	dialog; Dentacolor XS: 2 x 180 s
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (keine, da nur in Kom- bination mit dialog)	Sebond Smart; gebrauchsfertig; trocknen	Pastenopaker; gebrauchsfertig (1); Dentacolor XS: 180 s	dialog Occlusal; Dentacolor XS: 2 x 180 s

Tab. 11: Prüfkörperherstellung für Scherfestigkeit mit Metal Primer II + Gradia-Opaker

Sandstrahlen der Metall- oberfläche (Empfehlung)	Haftvermittler; Anmischvor- gabe; Vergütung	Opaker; Anmischvorgabe (Schichtanzahl); Vergütung	Komposite; Vergütung
Al ₂ O ₃ , 110 µm, 3 bar (50 µm, Strahldruck n. a.)	Metal Primer II; gebrauchsfertig; 30 s trocknen	Gradia-Opaque; gebrauchsfertig (2); Dentacolor XS: 180 s	SR Adoro; Quick-Lampe: 30 s, Abstand 1 cm + Targis Power upgrade: P1
			Vita VM LC; Dentacolor: 180 s

			Ceramage; Dentacolor XS: 180 s + Heliodur DLX: 40 s, Abstand 1 cm
			Cristobal+; Cristobal+ 2 in 1-Lichthärte- gerät: F1 +F2 + F3
			dialog; Dentacolor XS: 180 s
		Gradia-Opaque (2); TEKLITE-Lampe: 20 s + eig. Ofen: 10 min ohne N-Zufuhr	belleGlass NG; belleGlass HP-Aushärtungsofen: 10 min mit N-Zufuhr

4.4 Kodierung der Prüfkörper

In Tab. 13 sind alle Kodierungen zusammengefasst. Das Suffix kennzeichnet die Vergütungsart. DXS steht für Polymerisation im Standardgerät Dentacolor XS. Bei den Werkstoffen Vita VM LC, Ceramage, dialog und dialog Occlusal wird stets auf das Suffix verzichtet, da Prüfkörper nur im Dentacolor XS vergütet werden. TPu bzw. FO kennzeichnen für SR Adoro bzw. belleGlass NG die Vergütung im systemeigenen Ofen. Cristobal+-C-Proben werden im systemeigenen Ofen Cristobal+ 2in1 vergütet.

Tab. 13: Kodierung der einzelnen Proben in Abhängigkeit des verwendeten Ofens

Komposit	Polymerisations-/Vergütungssofen			
	Dentacolor XS	Targis Power upgrade	belleGlass HP- Aushärtungsofen	Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegerät
SR Adoro	SR Adoro-DXS	SR Adoro-TPu	./.	./.
Vita VM LC	Vita VM LC	./.	./.	./.
belleGlass NG	belleGlass NG- DXS	./.	belleGlass NG- FO	./.
Ceramage	Ceramage	./.	./.	./.
Cristobal+	Cristobal+-DXS	./.	./.	Cristobal+-C
dialog	dialog	./.	./.	./.
dialog Occlusal	dialog Occlusal	./.	./.	./.

4.5 Lagerung der Prüfkörper

Proben zur Ermittlung der Eintageswerte als Basiswerte werden für 24 Stunden im 37 °C temperiertem Wasser gelagert, ebenso das Abrasionsrad der 3-Medien-Abrasion. Zur Ermittlung der max. Wasseraufnahme werden die Proben hingegen 90 Tage lang gelagert. Zur Simulation von oralen Bedingungen wird ein Teil der Proben durch Temperaturlastwechsel künstlich gealtert. Sie durchlaufen in knapp 14,5 Tagen 25.000 Zyklen im Thermocycler V2.5 (Willytec, D-Feldkirchen-Westerham). Ein einzelner Zyklus dauert 50 s und besteht aus Tauchphase in ein 5 °C kaltes Wasserbad für 15 s, Abtropfphase von 10 s, Tauchphase in ein 55 °C warmes Wasserbad für weitere 15 s und finaler Abtropfphase von wiederum 10 s.

Für die exogene Verfärbung werden sechs verschiedene Verfärbungslösungen angesetzt (Tab. 14). Um Keimbesiedlung zu vermeiden wird eine Spur Thymol (Phenolderivat mit bakteriziden und fungiziden Eigenschaften) zugegeben. Die Prüfkörper werden an einer Drahtaufhängung an der kurzen Schmalseite senkrecht hängend in die Verfärbungsmedien eingetaucht (zur Vermeidung, dass eine Seite durch Aufliegen geringerer Verfärbung ausgesetzt ist) und für vier Wochen bei 37 °C gelagert - mit Ausnahme der trocken und dunkel gelagerten Vergleichsproben.

Tab. 14: Herstellung der verschiedenen Färbelösungen (nach Raecke 1979 und Joachim 1991)

Basis	Herstellung
Schwarztee „Lipton“ Assam	2,75 g losen, schwarzen Tee mit 60 ml kochendem Wasser überbrühen und 10 min ziehen lassen
Kaffee „Melitta“ Harmonie Naturmild	3,4 g Kaffeepulver mit 60 ml kochendem Wasser überbrühen und 10 min ziehen lassen
Tabak „American Blend“ Scout	2,2 g Zigaretten-Tabak mit 100 ml kochendem Wasser überbrühen und 10 min ziehen lassen
Rotwein „Paron Pilers“ Cabernet Sauvignon, trocken, Chile, 2002, 14 Vol% Alkohol	durch den Hersteller
Methylenblau 0,005 %ig	0,05 ml Methylenblau (10 %), Aqua destillata ad 100 ml
Aqua destillata	durch den Hersteller

4.6 Untersuchte Werkstoffeigenschaften, Methoden und Messgeräte

4.6.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Im 3-Punkt-Biegeversuch an der Universalprüfmaschine Zwick 1435 (Zwick, D-Ulm) kann in Anlehnung an DIN EN ISO 4049 (Deutsches Institut für Normung 2001) zeitgleich Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul ermittelt werden. Hierzu werden die Plättchen-Prüfkörper mit ihrer Breitseite auf zwei Stützen abgelegt und unter einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min zentral von oben durch einen computergesteuerten Stempel bis zum Materialbruch belastet (Abb. 4). Die Vorkraft beträgt 1 N. Das Ausmaß der Durchbiegung der Probe ist abhängig von der Stützenweite L , Probenhöhe h sowie Probenbreite b . Während die Stützweite L konstant bleibt ($L = 12 \text{ mm}$), variieren herstellungsbedingt die beiden zuletzt genannten Parameter. Deren Werte werden mittels elektrischen Messschiebers für jeden einzelnen Prüfkörper ermittelt und vor Prüfbeginn direkt in den Computer eingegeben. Nach Versuchsende berechnet die integrierte Software sowohl die Biegefestigkeit als auch den Elastizitätsmodul. Pro Verblendmaterial werden mind. zehn Einzelwerte ermittelt, woraus sich der Mittelwert berechnen lässt.

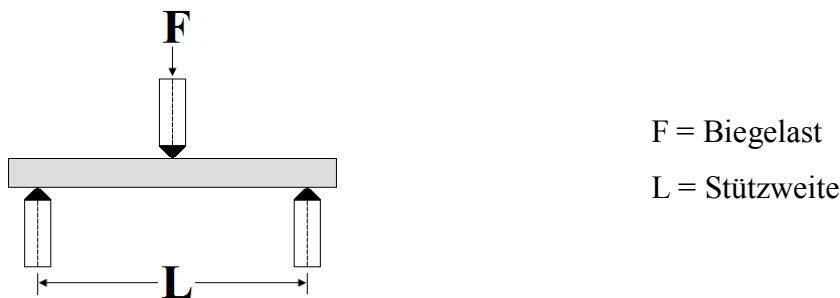


Abb. 4: Versuchsanordnung Drei-Punkt-Biegetest

4.6.1.1 Biegefestigkeit

Gegen eine von außen einwirkende Kraft setzt jeder Werkstoff einen inneren Widerstand entgegen, der als Festigkeit bezeichnet wird (Riehle und Simmchen 1997). Je nach Richtung und Angriffsweise der einwirkenden Kraft spricht man von Zug-, Druck-, Biege-, Scher- und Torsionsfestigkeit (Weikart 1950). Sie werden zwar einzeln getestet, treten aber intraoral meist kombiniert auf. Unabhängig von der Belastungsart und deren Richtung durchläuft der Werkstoff unter Belastung zuerst eine elastische Phase, aus der er ohne Formänderungsrest seinen Urzustand wieder erlangen kann, sobald die einwirkende Kraft eingestellt wird. Dauert sie jedoch an, durchläuft der Werkstoff eine plastische Phase, bei der nach Ablassen der einwirkenden Kraft eine Formänderung zurückbleibt. Bei Fortbestehen der einwirkenden Kraft

schließt sich der Formänderung ein Ermüdungsbruch an, da das Formänderungsvermögen des Materials überschritten wurde. Je steifer ein Material ist, desto höher liegt der Wert der entsprechenden Festigkeit. Da Oberflächenfehler Einfluss auf die Festigkeitseigenschaften nehmen (Viohl 1985) wird darauf geachtet, dass alle Prüfkörper eine subjektiv glatte fehlerfreie Oberfläche ohne Einschluss von Luftblasen aufweisen. Makroskopische Fehler an den Prüfkörpern können somit ausgeschlossen werden.

Die Biegefestigkeit δ_b beschreibt den Widerstand bei einer Biegebeanspruchung bis zum Bruch und ist bei spröden Werkstoffen identisch mit der im Augenblick des Bruches einwirkenden Spannung σ (Lenk-Mimietz 1995, Riehle und Simmchen 1997), die sich aus dem Quotienten der einwirkenden Kraft F_{\max} und der Angriffsfläche A des Prüfkörpers errechnet.

4.6.1.2 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul (auch Zugmodul, Elastizitätskoeffizient oder Youngscher Modul), beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten. Sein Betrag ist umso größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt, und umso kleiner, je flexibler oder dehnbar ein Material ist. Trägt man die gleichzeitig erfassten Messwerte von Kraft und Durchbiegung vom Drei-Punkt-Biegetest in einem Koordinatensystem auf, ergibt sich eine Kurve, die in ihrem Verlauf der Spannungs-Dehnungskurve im Zugversuch entspricht (Riehle und Simmchen 1997). Diese Kurve ist für jeden Werkstoff typisch und gibt auch Auskunft über dessen Elastizitätsmodul. Dieser ergibt sich aus der Steigung des Graphen bei einachsiger Belastung innerhalb des nahezu linearen Elastizitätsbereichs. In diesem linearen Bereich, der auch als Hookesche Gerade bezeichnet wird, besteht ein proportionaler Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung, denn hier verhält sich das Material rein elastisch. Es kehrt bei Beendigung der einwirkenden Kraft vollständig in seine ursprüngliche Gestalt und Ausdehnung zurück. Ein eingangs steiler Anstieg der Geraden spricht für einen großen Elastizitätsmodul, das Material setzt ergo großen Widerstand der verformenden Kraft entgegen. Ein flacher Anstieg hingegen weist auf einen kleinen Elastizitätsmodul hin, es findet also eine große Formänderung des Materials statt. Die Berechnung des Elastizitätsmoduls E erfolgt aus dem Quotienten von mechanischer Spannung $d\sigma$ und der Dehnung ε im linearen Elastizitätsbereich, wobei die Dehnung das Verhältnis von Längenänderung zur ursprünglichen Länge ist. Der Elastizitätsmodul wird in N/mm^2 , also MPa angegeben. Ermittelt wird der Elastizitätsmodul simultan zur Biegefestigkeit durch die Software der Universalprüfmaschine Zwick 1435 im 3-Punkt-Biegeversuch, der bereits in 4.6.1.1 beschrieben wurde.

4.6.2 Druckfestigkeit

Druckfestigkeit ist der Widerstand, den ein Werkstoff äußeren Druckkräften entgegensetzt. Ist die einwirkende Druckspannung jedoch größer als die Druckfestigkeit kommt es zum Bruch des Materials. Berechnet wird die max. verträgliche Druckspannung σ aus dem Quotienten von Bruchlast F_{\max} und Querschnittsfläche A des Prüfkörpers. Sie wird somit als Kraft pro Fläche ausgedrückt und ebenfalls in N/mm^2 , also MPa angegeben. Gemäß ISO-Norm 9917 (1987) wird die Druckfestigkeit ebenfalls mit der Universalprüfmaschine Zwick 1435 bestimmt. Der zylindrische Prüfkörper wird zentral auf einen Metallteller aufgestellt. Von oben wird ein ebenfalls planer zylindrischer Stempel unter einer Vorkraft von 1 N und einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min computergesteuert herabgelassen (Abb. 5). Der Prüfkörper wird bis zum teilweisen oder kompletten Bruch belastet. Parallel dazu erfolgt die Kraftregistrierung und graphische Darstellung im Druckfestigkeits-Zeit-Diagramm. Die max. Kraft wird von der Software ermittelt und die sich daraus ergebende Druckfestigkeit errechnet. Dieser Versuch wird an mind. zehn Prüfkörpern pro Komposit durchgeführt.

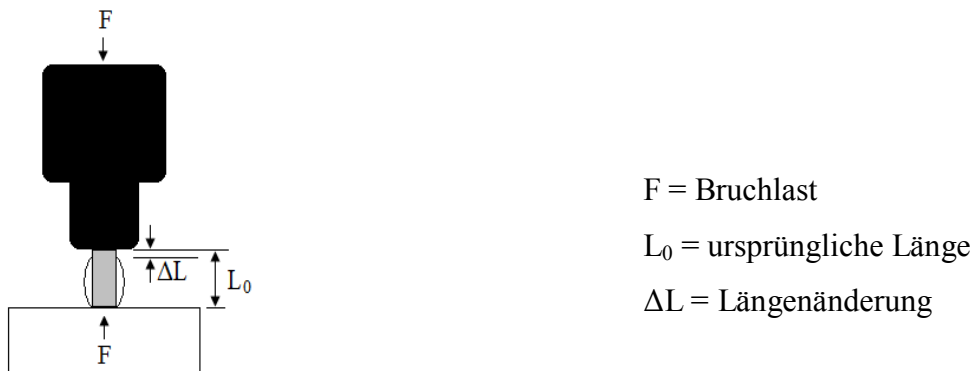


Abb. 5: Versuchsanordnung Druckversuch

4.6.3 Härte nach Vickers

Das Eindringen eines harten Körpers in einen weicheren ist u.a. abhängig von der Härte des penetrierten Körpers. Der Widerstand gegen diese Penetration wird als Härte bezeichnet (Eisenkolb 1964). Weitere Faktoren für das Eindringvermögen sind auch Gestalt (Form und Oberflächengestaltung) und Eigenhärte des penetrierenden Körpers sowie Art (konstant oder exponential steigend, intermittierend) und Größe der Belastung unter der die Penetration stattfindet. Für die rein statische Härteprüfung sind die Verfahren nach Brinell, Vickers (jeweils Messung der Eindruckfläche) und Rockwell (Messung der Eindringtiefe) bekannt (Riehle und Simmchen 1997, Bargel 2000). Die in dieser Arbeit verwendete Härtemessung richtet sich nach den Vorgaben des Härteprüfverfahrens nach Vickers und vernachlässigt die elastischen

Eigenschaften von Zahnhartsubstanz und restaurativen Werkstoffen (Marx und Müller 1971, Gabriel et al. 1983). Die Prüfmethode wurde 1925 von Smith und Sandland entwickelt und ist in der DIN EN ISO 6507 (Deutsches Institut für Normung 2006) geregelt. Unter dem Aspekt der Materialeinsparung werden die Prüfkörperhälften aus dem 3-Punkt-Biegetest (1 d 37 °C H₂O sowie TLW 25.000) und der Wassersättigung verwendet. Nach dem Zufallsprinzip werden mind. fünf Prüfkörper ausgewählt und ebenso zufällig entweder Ober- oder Unterseite geprüft. Zur Berechnung der Mittelwerte werden pro Werkstoff mind. zehn Einzelwerte herangezogen. Der Prüfkörper wird im Härteprüfgerät 3212002/00 (Zwick) von einer quadratischen Diamantpyramide mit einem Öffnungswinkel von $\alpha = 136^\circ$ unter einer Prüfkraft von 49,07 N für 20 s belastet (HV₅₋₂₀). Diese hinterlässt an der planen Oberfläche des Prüfkörpers einen Eindruck, dessen Diagonalen Auskunft über die Härte geben (Abb. 6).

Die Härte nach Vickers wird dimensionslos unter Angabe von Masse m (in kg) und Belastungszeit t (in s) in der Kurzform HV_{m-t} angegeben und errechnet sich wie folgt:

$$HV_{m-t} = \frac{0,102 \times 2 \times F \times \sin \frac{136^\circ}{2}}{\left(\frac{d_1 + d_2}{2} \right)^2} \approx 0,1891 \times \frac{F}{\left(\frac{d_1 + d_2}{2} \right)^2}$$

Bei Belastung mit einer Masse von m = 5 kg, einer Erdbeschleunigung von g = 9,81 N/kg und einer Prüfkraft von F = 49,07 N bei einer Belastungszeit von t = 20 s ergibt sich somit folgende Formel:

$$HV_{5-20} = \frac{9,281}{\left(\frac{d_1 + d_2}{2} \right)^2}$$

Die Variablen d₁ und d₂ (in mm) sind die Längen der beiden Diagonalen des bleibenden Eindruckes, den die Pyramide hinterlässt. Die Längen werden mit einem speziellen Messokular im Auflichtmikroskop gemessen. Die Härte nach Vickers kann mit Hilfe der genannten Formel berechnet oder in Tabellen nachgeschlagen werden, die in Abhängigkeit von Belastung/Prüfkraft und Belastungszeit vorliegen (Tabellen nach DIN ISO 409).

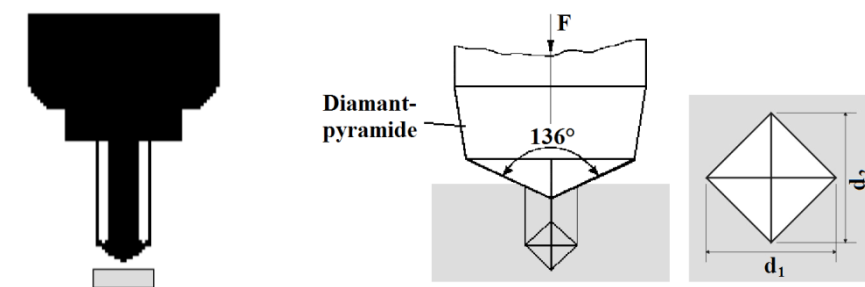


Abb. 6: Versuchsanordnung Härtemessung nach Vickers sowie Eindruck auf Prüfkörperoberfläche (schematisch)

4.6.4 Abrasionsfestigkeit

Ein weiteres Kriterium für die Langlebigkeit von Komposit-Restaurationen ist deren Abrasionsfestigkeit, die gerade bei okklusionstragendem Zahnersatz von großer Bedeutung ist, da sie maßgeblich die vertikale okklusale Dimension beeinflusst und diese konstant halten sollte. Zum Abrieb kommt es, wenn antagonistische Rauigkeitsspitzen oder harte Partikel eines abrasiven Zwischenmediums in die Oberfläche des Werkstoffs eindringen und bei Tangentialbewegungen Kratzer, Riefen, Mulden und Wellen hinterlassen. Förderlich hierbei sind extrem kleine Kontaktflächen, durch die punktuell hohe Flächenpressungen zwischen beiden Partnern entstehen, die den Widerstand gegen diese Penetration deutlich überschreiten. Wiederholende Beanspruchungen dieser Art führen letztlich zu Materialermüdung. Ein Substanzabtrag in Form von Mikrospanen, -brechen oder -pflügen ist vorprogrammiert.

Für die experimentelle Abrasion kommt die bereits in Kap. 4.3.3 beschriebene ACTA-Maschine der Firma Willytec zum Einsatz, die 1986 von de Gee entwickelt wurde (de Gee et al. 1986) und als internationaler Standard anerkannt ist (de Gee und Pallav 1994). Nach 200.000 Zyklen wird die Abrasion digital mit dem Hommeltester T 8000 (Hommelwerke, Jenoptik, D-Jena) erfasst. Eine Tastnadel fährt hierzu quer zur Abrasionsspur mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/s über eine Strecke von 8 mm. Mit Hilfe der integrierten Software wird das Profil (Querschnitt) der abradierten Fläche geometrisch erfasst und visualisiert. Nach manueller Festlegung der Intervallgrenzen wird der Abtrag digital in mm² berechnet. Pro Kammer werden mind. fünf Profilanalysemessungen durchgeführt. Die Messlinien werden variabel über die ganze Kammerfläche verteilt, jedoch nicht in unmittelbarer Stegnähe. Aus allen Profilen pro Komposit wird ein Mittelwert errechnet. Als Richtgröße (Benchmark) gilt die mitgeführte AlMg-Probe, deren Abtrag stets den Wert 1 erhält. Für alle Mittelwerte der Komposite wird das Verhältnis zu dieser Richtgröße berechnet (Bauer et al. 1995, Rzanny et al. 2003b).

4.6.5 Scherhaftfestigkeit

Eine der zentralsten Werkstoffeigenschaften der Verblendwerkstoffe ist die Verbundfestigkeit zum Metallgerüst. Diese wird im Wesentlichen durch die verwendete Legierung, das Verbundsystem, den Opaker und durch die mechanischen Eigenschaften des Verblendkomposits bestimmt (Göbel und Musil 1998, Göbel und Welker 2000, 2001 und 2004). Die Messung erfolgt im Druck-Scher-Versuch an der Universal-Prüfmaschine Zwick 1435. Der Prüfkörper wird so in eine Vorrichtung eingespannt, dass der Kompositzylinder parallel zum Metallplättchen, also senkrecht zum Verbund, von einem Stößel, der mit einer Vorschubgeschwindigkeit

von 1 mm/min vorrückt, vom Metall abgeschert werden kann (Abb. 7). Die Scherfestigkeit wird von der Software ermittelt und angegeben. Der Mittelwert errechnet sich aus zehn Einzelwerten.

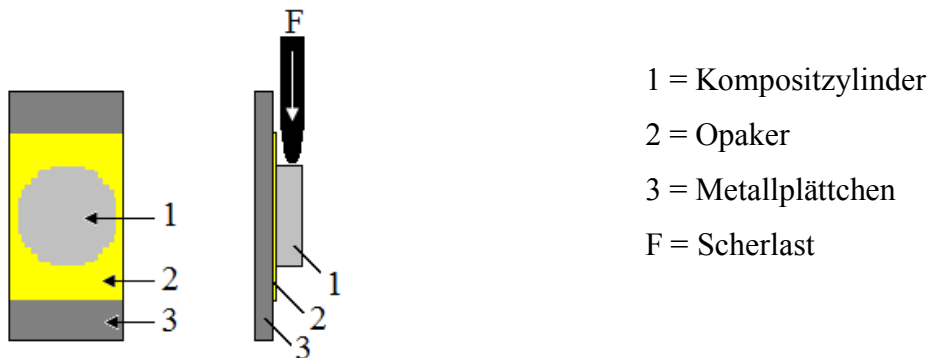


Abb. 7: Aufsicht auf Prüfkörper sowie Versuchsanordnung Druck-Scher-Versuch

4.6.6 Durchhärtungstiefe

Durch Lichtexposition einer geeigneten Wellenlänge kommt es durch integrierte Photoinitiatoren (meist Campherchinon) zur Bildung von freien Radikalen, die die Polymerisationskettenreaktion auslösen. Erreicht das Licht aber nicht die tieferen Schichten, bleibt die Polymerisation auf Grund mangelnder oder fehlender Radikalbildung an diesen Stellen unvollständig oder gar komplett aus. Dies hat negative Folgen wie mangelhafte Verbundfestigkeit, stärkere Verfärbungsneigung, schlechtere physikalische Eigenschaften, hoher Restmonomergehalt und stärkere Wasseraufnahme.

Da die Durchhärtungstiefe sehr stark von Schichtdicke und Einfärbung des Komposits abhängig ist, wird stets die Zahnfarbe A3 des Vita classical-Farbrings (VITA) verwendet, da A3 die am häufigsten verwendete Zahnfarbe ist (Hopp 2000).

Aufgrund von praktischen Aspekten und der Vorteilhaftigkeit (Linß 2008) wird das Penetrometerverfahren dem in EN 24049 beschriebenen „Kratztest“ zur Bestimmung der Polymerisationstiefenermittlung vorgezogen. In einer Teflonform wird mittels Zylinderstopfer eine beidseits offene Aussparung ($h = 10 \text{ mm}$, $\varnothing = 5 \text{ mm}$) mit Kompositmaterial gefüllt und verdichtet. Anschließend wird das Komposit unter einer Schutzfolie (Zweckform) von einer Seite mit minimalem Abstand zum Lichtleiter der Halogenglühlampe Elipar TriLight (3M ESPE) für 40 s belichtet. Im Anschluss daran wird die Teflonform umgedreht und mittels Penetrometer (AP4/3, VEB Feinmess Dresden) eine Nadel ($\varnothing = 0,5 \text{ mm}$) in den Prüfkörper eingeführt bis diese zum Stillstand kommt. Die Differenz aus Prüfkörperhöhe und Eindringtiefe ergibt den Lichtweg und somit die Durchhärtungstiefe. Pro Komposit wird dieser Versuch mind. dreimal repetiert und der Mittelwert errechnet.

4.6.7 Wasseraufnahme

Durch die Polymerisation entsteht aus Monomeren und Comonomeren ein dreidimensionales verknüpftes Netzwerk. Ihre geringe Größe ermöglicht Wassermolekülen, nachdem sie sich an der Oberfläche angelagert und diese benetzt haben, in die Maschen des Polymernetzwerkes hineinzudiffundieren. Neben der Diffusion, die dem Fickschen Gesetz folgt (Kalachandra 1989, Bastioli et al. 1990), wandern die Wassermoleküle im Polymer auch entlang der Füllkörpergrenzen. Dies trifft besonders für nicht bzw. schlecht silanisierte Füllkörpersysteme zu, denn bei Kompositen, deren Füllkörper silanisiert wurden, konnte keine Diffusion entlang der Füllkörpergrenzen nachgewiesen werden (Kalachandra 1989, Bastioli et al. 1990, Ferracane et al. 1995). Eine Wasseraufnahme ist unerwünscht, weil sie verantwortlich für die Löslichkeitseffekte (Bowen et al. 1982, Bath et al. 1985, Fan et al. 1985, Ottl et al. 1995, Cucci et al. 1998, Martin und Jedyakiewicz 1998) und Degradationsprozesse (Spaltungen des Polymernetzwerkes an empfindlichen Stellen), die das Material schwächen (Söderholm et al. 1984). Weiterhin kommt es zur Lösung der Füllstoff-Matrix-Verbindung (Söderholm 1989) durch Hydrolyse der Silanverbindung an der Füllstoffoberfläche sowie hydrolytische Spaltung der Füllstoffe (El-Hejazi 2001). Folgen sind eine ausgeprägte Reduktion der Bruchfestigkeit (Kalachandra 1989, Söderholm und Roberts 1990) und das Ablösen von Füllstoffpartikeln, was zur Aufrauung der Oberfläche und erhöhten Plaqueanfälligkeit führt.

Pro Verblendkomposit werden analog zu Kap. 4.3.1 zehn Prüfkörper im Dentacolor XS hergestellt (Belichtung beidseits je 180 s). Aus den Materialien SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ werden je zehn weitere Prüfkörper im systemeigenen Ofen hergestellt. Entstandene Pressfahnen am Prüfkörpertrand werden entfernt und das Trockengewicht unter Zuhilfenahme einer digitalen Waage (Sartorius BP 210S) ermittelt. Alle Prüfkörper werden dann bis zur Sättigung (dreimalig konstanter Mittelwert) bei 37 °C in Aqua destillata gelagert. Nach 24, 48 und 72 Stunden sowie im Anschluss daran einmal wöchentlich werden die Proben kurz mit Zellstofftüchern abgetrocknet, sofort gewogen und anschließend dem Aqua destillata wieder zugeführt. Aus den zehn gemessenen Gewichten pro Werkstoff werden die Mittelwert und die Massezunahme (Gew.%) gegenüber dem Trockengewicht ermittelt. Eventuelle Löslichkeitsverluste bleiben unberücksichtigt.

4.6.8 Polymerisationsschrumpfung

Zur Schrumpfung kommt es, wenn sich im Rahmen der Polymerisation die beweglichen Moleküle der kurzkettigen Monomere und Comonomere zu einem großen, zunehmend dichteren Polymer vernetzen. Die Größe der Schrumpfung wird allein durch den Matrixanteil bestimmt,

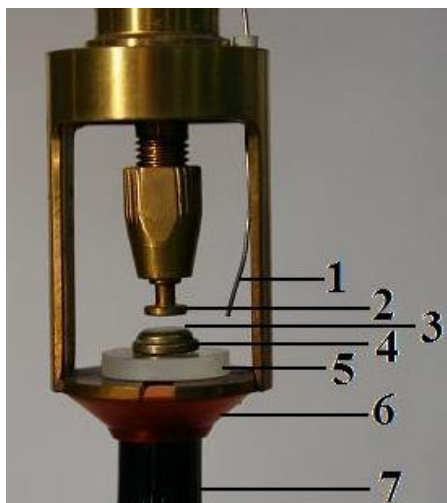
da die ungeordneten Monomermoleküle enger zusammenrücken, sich ordnen und somit das Volumen verringern (Janda 2000). Der Abstand der Kohlenstoffatome verkürzt sich von ca. 4 Å auf nur noch 1,9 Å (Roulet 1987). Initial kann das Material die Volumenabnahme durch Fließvorgänge ausgleichen (Prä-Gel-Zustand). Sobald das Netzwerk jedoch so dicht wird, dass der Gelpunkt überschritten ist, ist der Spannungsausgleich durch Nachfließen von Material nicht mehr möglich (Post-Gel-Zustand). Im Post-Gel-Zustand entstehen im Kunststoff innere Spannungen, die sich bis in die Verbundphase ausdehnen können. Inkrementaler Aufbau von max. 2 mm und Zwischenpolymerisation können dieses Ausmaß minimieren. Die Volumenabnahme schwankt je nach Monomergemisch. Weiterhin hat die Konversionsrate (Umsatz von Doppelbindungen) Einfluss auf das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung. Sie liegt bei Lichthärtung von Bis-GMA-Monomeren bei 48 % und kann durch Beimischung von Verdünneracrylaten bis auf einen Wert von 70 % gesteigert werden (Ilie et al. 2005), da die Molekülbeweglichkeit erhöht wird. Da sie mit der Polymerisationsschrumpfung korreliert (Ilie et al. 2005), muss darauf geachtet werden, dass ein optimales Verhältnis zwischen beiden Monomer-Arten eingestellt wird – meist 75 Masse% Bis-GMA und 25 Masse% TEGDMA (Cahn et al. 1992). Weitere Faktoren, die zu großen inneren Spannungen führen können, sind eine zu hohe Lichtintensität (Yap et al. 2001) und eine zu hohe Initiatorkonzentration. Beide führen zu einer zu schnellen Polymerisation, sodass der Gelpunkt zu rasch erreicht und der Spannungsausgleich durch Fließvorgänge eingeschränkt wird. Durch Verwendung von sog. Softstart-Polymerisationslampen kann der Zeitpunkt des Gelpunktes lange hinauszögert werden, denn initial reduzierte Lichtleistungen stellen eine Möglichkeit dar, bei gleicher Endqualität die Polymerisationskinetik zu verlangsamen (Mehl et al. 1997). Hierfür stehen spezielle Polymerisationslampen zur Verfügung (z.B. Elipar TriLight, 3M ESPE: erste Lampe dieser Art), bei denen exakt definiert initial geringe Lichtintensitäten mit einer abschließenden intensiven Belichtung mit hoher Lichtleistung kombiniert werden. Obwohl theoretisch ein ähnlicher Effekt erzielt werden kann, indem die Lichtaustrittsöffnung konventioneller Polymerisationslampen etwas weiter von der Oberfläche des zu härtenden Komposits positioniert wird, kann diese Technik aufgrund der unzureichenden Kontrolle nicht empfohlen werden. Eine weitere Rolle hinsichtlich der Kinetik der Polymerisationsschrumpfung spielt auch die Wahl der richtigen Polymerisationslampe. Für die Aushärtung von Kompositverblendungen stehen hierfür vorrangig Halogenlampen zur Verfügung. Diese verfügen über eine Leistung von 35 bis 75 Watt und ihre Intensität liegt unter 800 W/cm^2 (Peters 2004). Für eine ausreichende Polymerisationstiefe sollte die Lichtintensität mind. 300 W/cm^2 erreichen (Thormann und Lutz 1999a und 1999b). Aufgrund eines integrierten Filters wird nur blaues Licht der Wellen-

länge 400 bis 515 nm emittiert, welches für die Initiatoren notwendig ist.

Ermittelt wird die Polymerisationsschrumpfung mittels Dilatometrie unter Zuhilfenahme der Prüfmaschine DMA 7 (Dynamic Mechanical Analyzer, Perkin Elmer, USA-Waltham), bei der ein Stempel drucklos auf einer Materialprobe sitzt und die Höhenänderung während und kurz nach der Polymerisation registriert (Abb. 8) und mittels Software die Schrumpfung ermittelt. Nach Kalibrierung des Stempels wird gleichzeitig die Polymerisation durch die Halogenglühlampe Elipar TriLight (3M ESPE) und die Messung durch die Software gestartet. Für die Lichtexposition wird eine Zeit von 40 s festgelegt, die Messung hingegen läuft 2 min lang. Während des gesamten Versuches registriert der Stempel jegliche Höhenveränderung der Probe als Maß für die Polymerisationsschrumpfung des Materials und zeigt diesen graphisch im Höhen-Zeit-Diagramm ($x = \text{Zeit}$, $y = \text{Probenhöhe}$) an. Daraus kann mittels der Funktion „calc“ die genäherte Polymerisationsschrumpfung A (lin%) nach der folgenden Formel berechnet werden:

$$A \text{ (lin\%)} = 100 - \left(h_2 x \frac{100}{h_1} \right) \quad (h_1 = \text{Ausgangshöhe, } h_2 = \text{Endhöhe})$$

Pro Werkstoff werden mind. sechs Messungen durchgeführt. Die Raumtemperatur schwankt zwischen 21,5 und 23,5 °C. Der Fühler an der Versuchseinheit registriert Temperaturen zwischen 28,8 und 34,5 °C in der direkten Umgebung der Proben. Zur graphischen Darstellung und genaueren Mittelwertberechnung der Schrumpfung der einzelnen Materialien werden pro Werkstoff sechs zufällig ausgewählte d8d-Datensätze aus den Messungen in txt-Dateien transferiert und mittels Computersoftware „Microsoft® Office Excel 2003“ zusammengefasst und der Mittelwert für jedes Verblendmaterial berechnet.



- 1 = Fühler des Thermometers
- 2 = Druckstempel ($\varnothing = 5 \text{ mm}$)
- 3 = Klarsichtfolie ($\varnothing = 5 \text{ mm}$)
- 4 = Prüfkörperform ($h = 2,5 \text{ mm}$, Innen- $\varnothing = 5 \text{ mm}$)
- 5 = Quarzglasscheibe ($h = 2,5 \text{ mm}$, $\varnothing = 15 \text{ mm}$)
- 6 = Blendschutzkappe
- 7 = Lichtleiter der Polymerisationslampe

Abb. 8: Versuchsaufbau zur Messung der Polymerisationsschrumpfung

4.6.9 Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur

Einige Werkstoffeigenschaften wie die Verfärbungsneigung hängen von der Oberflächenbeschaffenheit und Polierbarkeit des Werkstoffes ab. Daher ist bei der Ausarbeitung streng darauf zu achten, dass die wirksame Oberfläche so klein wie möglich gestaltet wird, indem sie eine max. Vergütung erfährt. Durch die im Folgenden beschriebenen Untersuchungen sollen die sich verändernden Oberflächenqualitäten aller Materialien erfasst werden. Ausarbeitung und Politur verkleinern und glätten die wirksame Oberfläche mit dem Ziel, negative biologische Effekte zurückzudrängen und die mechanischen Eigenschaften zu optimieren (Staufenbiel 2005). Zu den biologischen Effekten ist die Adhärenz von Bakterien und Speiseresten, die zusammen die Plaque bilden, zu zählen sowie die von anderen Mikroorganismen und abgeschilferten Epithelzellen (Brämer et al. 1995, Lutz et al. 1992, Rzanny und Welker 2000, Nagem et al. 2003, Rzanny et al. 2003a und 2003b). Eine Gingivairritation wird durch reduzierte Bakterienanheftung minimiert, die Reinigungsmöglichkeit und die Ästhetik durch gute Polierbarkeit deutlich verbessert. Das Oberflächenprofil wird mit dem mechano-elektrischen Abtastgerät Hommeltester T1000 wave (Hommelwerke, Jenoptik, D-Jena) abgetastet. Zur Registrierung sämtlicher vertikalen Veränderungen tastet ein integrierter Gleitkufentaster (Abb. 9) computergesteuert eine 1,5 mm lange Messstrecke horizontal zur Werkstückoberfläche ab. Aus dem dargestellten zweidimensionalen Profil werden objektiv durch die Software „Turbo Datawin“ die Rauheitsparameter errechnet.

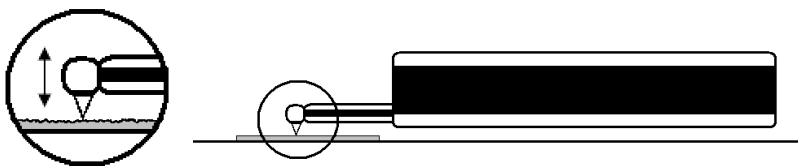


Abb. 9: Kufentaster Hommel T1000 wave zur objektiven, digitalen Rauheitsbestimmung

Mit dem Erscheinen neuer DIN EN ISO-Normen 1998 wird die Oberflächenrauheit neu interpretiert. In DIN EN ISO 4287 (1998) werden R_z als die größte Höhe des Profils und R_t als Gesamthöhe des Profils festgelegt mit den bisherigen Bezeichnungen gemittelte Rautiefe R_z und Rautiefe R_t . Weiterhin definiert ist R_a als arithmetischer Mittenrauwert. Nicht mehr definiert ist nach den neuen DIN EN ISO-Normen R_{max} , die maximale Rautiefe (alte Definition nach DIN 4768:1990-05). Allesamt sind diese Größen vertikale Rauheitskenngrößen, wobei gilt: $R_t > R_{max} > R_z > R_a$. Der arithmetischer Mittelrauwert R_a beschreibt die Rauigkeit einer Oberfläche. Die Spanne der Rauigkeitswerte reicht von 25 μm bei sehr rauen Flächen mit spürbaren Riefen bis hin zu 0,1 μm mit nicht mehr sichtbaren Spuren. R_a ist der rechnerische

Mittelwert aller Abweichungen des Rauheitsprofils R von der mittleren Linie der definierten Bezugsstrecke l_n . Diese mittlere Linie entspricht einer konstruierten Linie, die alle eingrenzenden Flächen zum Profilverlauf in zwei gleich große Hälften teilt (Abb. 10) (Hommelwerke 1993). Berechnet wird R_a mit der Formel:

$$R_a = \frac{1}{l_n} \int_0^{l_n} |Z(x)| dx$$

Die gemittelte Rautiefe R_z ist der Mittelwert aus den Einzelrautiefen Z_1 bis Z_5 fünf aufeinander folgender Einzelmessstrecken l_r im Rauheitsprofil R (Abb. 10). Die Einzelrautiefe Z_i ist definiert als Abstand zweier Parallelen zur mittleren Linie, die innerhalb einer Messstrecke l_r das gemessene Ist-Profil am Hoch- und am Tiefpunkt berühren. Die Extremwerte in jedem Messabschnitt werden addiert und die Spannweite durch die Anzahl der Messabschnitte dividiert. Die max. Rautiefe R_{\max} ist der größte Wert der fünf Einzelrautiefen Z_1 bis Z_5 aus der Berechnung von R_z . Die Rautiefe am gesamten Werkstück wird mit R_t bezeichnet und ist definiert als der Abstand zwischen größter Profilschuppe Z_p und größtem Profiltal Z_v (Hoch- und Tiefpunkt) des Rauheitsprofil R innerhalb der gesamten Messstrecke l_n (Abb. 10). Sie ist somit Maß einzelner Profilausreißer.

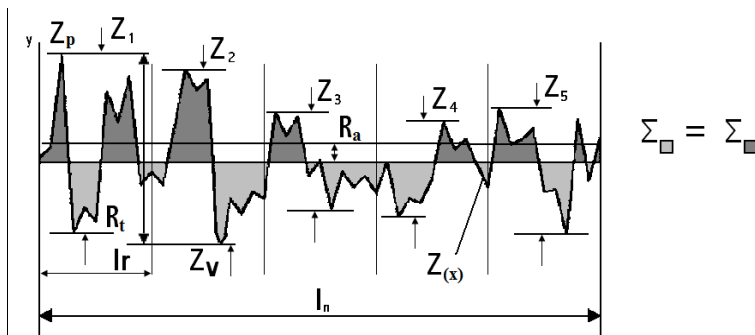


Abb. 10: Bestimmung des arithmetischen Mittenrauwertes R_a innerhalb einer Messstrecke l_n , der gemittelten Rautiefe R_z innerhalb einer Messstrecke l_n und der maximalen Rautiefe R_t

Pro Komposit werden in zwei Ansätzen je vier Plättchen-Prüfkörper nach Herstellerangaben angefertigt und nach einem Tag Lagerung in 37 °C warmem Aqua destillata der Ausarbeitung unterzogen. Stets werden pro Serie zwei unterschiedliche, zufällig kombinierte Instrumente auf einer Breitseite pro Komposit verwendet (je zur Hälfte). Die zweite Serie wird in gleicher Weise bearbeitet und untersucht. Da pro Prüfkörper und Instrument fünf Einzelmessungen erfolgen, kann der Mittelwert aus zehn Werten errechnet werden. Zuerst wird mittels Hommeltester T1000 wave die Oberfläche der gegen die Schutzfolie (Matrize) polymerisierten Oberfläche vermessen. Dieser Wert wird als optimaler Oberflächenwert für jeden einzel-

nen Werkstoff festgesetzt und gilt als wieder zu erreichendes Niveau bei der Politur, denn bei Polymerisation gegen eine Matrize wird immer eine homogene Oberflächenstruktur erreicht (Rzanny und Welker 2000). Mittels Hartmetallfräse (Tab. 15) werden alle Prüfkörper auf der bereits vermessenen Breitseite längs bearbeitet. Zwischendurch wird die Fräse regelmäßig im Ultraschallbad gereinigt. Bevor die Oberfläche parallel zur Bearbeitungsrichtung abgetastet wird, wird diese von einem Luftstrom (öl- und wasserfrei) im Abstand von ca. 1 cm für 5 s gereinigt. Diese aufgeraute Oberfläche gilt als Ausgangssituation für alle Poliermaßnahmen. Untersucht wird das Potential der Oberflächenreduzierung aller Poliersysteme. Die Auswahl der Polierer (Tab. 16) wird in Übereinstimmung mit Staufenbiel (2005) vorgenommen. Einzige Abweichung ist die Verwendung des tool kit (Heraeus Kulzer) anstatt der Polierstraße der Firma 3M ESPE. Die Politur unter Zuhilfenahme verschiedener Polierinstrumente bzw. Poliersysteme wird in gleicher Richtung ausgeübt wie die Ausarbeitung mit der Hartmetallfräse mit Ausnahme der Super Snaps, die so rotieren, dass sie auf der Oberfläche der Prüfkörper eine kreisförmige Bewegung abbilden. Die vom Hersteller festgelegte Instrumentenreihenfolge bei mehrstufigen Systemen wird beibehalten. Auch der Empfehlung bzgl. der Umdrehungszahl wird Folge geleistet. Die Oberflächenrauigkeit wird erst nach Abschluss des gesamten Poliersystems ausgewertet. Die Messstrecke wird mittig des halben Prüfkörpers gewählt. Bei zu hoher Streuung oder hohen R_a -Werten (Ceramage – Politip und Kunststoffpolierer) wird der Prüfkörper erneut aufgeraut und poliert, um eventuell falsch negative Messergebnisse ausschließen zu können.

Tab. 15: Angaben zur verwendeten Hartmetallfräse

Ausarbeitungsinstrument	Firma	Code	Kennnummer	Schaft	Umdrehungen [U/min]
Hartmetallfräse (kreuzverzahnt, fein (rot))	Heraeus Kulzer	HMF	HF79EF040	Handstück	20.000

Tab. 16: Verwendete Polierinstrumente bzw. Poliersysteme (H - Handstückschaft, W - Winkelstückschaft) (in Anlehnung an Staufenbiel 2005)

Poliersystem	Firma	Stufenanzahl	Kennnummer	Schaft	Umdrehungen [U/min]
Gebr. Brasseler	Komet	3	9687.900.180	H	6.000
			9688.900.180		
			9689.900.180		

Compomaster (kelchförmig)	Shofu Dental	1	0265	H	10.000
Diagloss	NTI	2	grob: P19035 fein: P1935	W	10.000
Kunststoff- polierer	NTI	3	grob: P0653B mittel: P0663B fein: P0673B	H	10.000 10.000 6.000
tool kit	Heraeus Kulzer	4	Prepol Mepol Silico Bürstchen	H	5.000
Politip	Vivadent	1	47266	W	6.000
Super Snap	Shofu Dental	4 (schwarz, lila, grün, rosa)	coarse: L506 medium: L528 fine: L501 superfine: L502	W	10.000

4.6.10 Exogene Verfärbungsneigung

Verfärbungen der Verblendkomposits entstehen unumgänglich während der Gebrauchsperiode durch Anheftung (Adhäsion) und/oder Einlagerung (Absorption) von exogenen Stoffen. Diese können organischen und anorganischen Ursprungs sein. Meist handelt es sich um organische Substanzen aus Nahrungsmitteln und (per-)oral einzunehmenden Medikamenten, die sich in Anhängigkeit von Oberflächenrauigkeiten und -porositäten an- und ablagern. Zur Untersuchung der Verfärbungsneigung werden daher Medien gewählt, die praxisrelevant sind. Zum Einsatz kommt wie in Kap. 4.5 aufgeführt Schwarztee, Kaffee, Tabak und Rotwein. Zur stärkeren Verfärbung wird Methylenblau (0,005 %ig) verwendet. Des Weiteren werden Proben sowohl in Aqua destillata als auch trocken und dunkel gelagert. Vom Aufhängedraht getrennt werden die Prüfkörper unter fließendem Wasser sanft manuell gereinigt, um Ablagerungen an der Oberfläche zu entfernen. Im Anschluss daran erfolgt eine vorsichtige Trocknung mit Zellstoff. Die stärker verfärbten Ränder, die nicht zur Vermessung herangezogen werden dürfen, werden mittels Hartmetallfräse (kreuzverzahnt, rot, 20.000 U/min) bearbeitet. Zur Auswertung wird jene der beiden Breitseiten ausgewählt, die homogener verfärbt ist. Die Messung der Verfärbungsneigung (Vergleich Kontrollprobe mit verfärbter Probe) wird sowohl objektiv (metrisch) mit dem Farbmessgerät ShadeEye NCC Dental Chroma Meter (Sho-

fu Dental) als auch subjektiv (visuell) durch zehn farbtüchtige Probanden durchgeführt.

4.6.10.1 Objektive, metrische Auswertung mittels ShadeEye NCC

Die aktuell verfügbaren elektronischen Geräte zur Zahnfarbmessung können in verschiedene Gruppen unterteilt werden und weisen Unterschiede in der Messgeometrie, Handhabungsempfindlichkeit, Konfiguration, Robustheit, Konstruktion und im Preis auf (VITA Zahnfabrik 2004). Das verwendete Handgerät ShadeEye NCC[®] Dental Chroma Meter wird den Kolorimetern zugeschrieben (VITA Zahnfabrik 2004). Das Suffix NCC im Namen steht für Natural Color Concept. Für exakte Auswertungen ist eine hohe Reproduzierbarkeit in der Farbmessung ein wichtiger Faktor. Diese wird in einer aktuellen Studie mit 72 % angegeben (Academic Centre for Dentistry 2004). Die Farbberechnung basiert auf dem CIELAB-System (Commission Internationale de l'Eclairage), das 1976 von Judd und Hunter entwickelt und normiert (DIN 6174) und zuletzt 2007 angepasst wurde. Die Lage des Farbpunktes wird mit drei Koordinaten (L, a, b) im dreidimensionalen Farbraum durch den Raumvektor E ($L_E \cdot a_E \cdot b_E$) angegeben (DIN 6174:2007-10), wobei L den Grad der Helligkeit im Munsell-System widerspiegelt (0 bis 100) und a ($a \leq 0$ = grün, $a \geq 0$ = rot) sowie b ($b \leq 0$ = blau, $b \geq 0$ = gelb) den Farbton und deren Sättigung (Abb. 11) (Eliades et al. 2001). Der Farbraum ist auf Grundlage der Gegenfarbentheorie konstruiert. Zur Berechnung der Größe eines Farbunterschiedes zweier Proben wird der Abstand beider Farbpunkte im dreidimensionalen Farbraum herangezogen. Die Farbdifferenz ΔE lässt sich somit durch die Länge des Raumvektors ΔE als euklidischer Abstand nach dem Satz des Pythagoras wie folgt berechnen:

$$\Delta E = \left| \overrightarrow{E_1 E_2} \right| = \left| \begin{pmatrix} L_2 \\ a_2 \\ b_2 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} L_1 \\ a_1 \\ b_1 \end{pmatrix} \right| = \sqrt{(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2}$$

Die Einheit von ΔE ist 1. E_1 mit den Koordinaten (L_1, a_1, b_1) repräsentiert den Farbpunkt vor Verfärbung und E_2 mit den Koordinaten (L_2, a_2, b_2) jenen nach Verfärbung.

In der Literatur sind verschiedene Schwellenwerte für Verfärbungen zu finden. In der vorliegenden Arbeit wird für alle Auswertungen $\Delta E = 3,3$ determiniert, um der Dissertation Staufenberg (2005) zu folgen. Für Staufenberg waren sowohl Literaturangaben als auch eigene Messergebnisse maßgeblich. Daher wird die folgende Einteilung übernommen:

$\Delta E < 3,3$: „nicht sichtbare“ bzw. „gerade sichtbare“ Verfärbung

$\Delta E \geq 3,3$: „deutlich sichtbare“ Verfärbung

$\Delta E \geq 10,0$: „starke“ Verfärbung

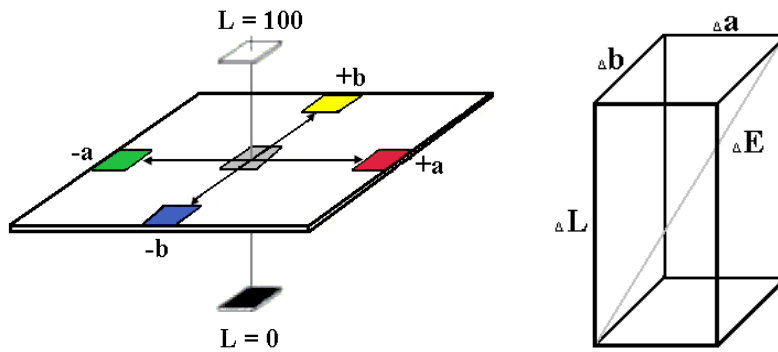


Abb. 11: graphische Darstellung des Farbraumes im 3-dimensionalen Koordinatensystem (CIE L*a*b*-System) sowie Farbdifferenz ΔE 3-dimensional dargestellt

Als Maß für die Verfärbung kann der Verfärbungsgrad V berechnet werden. Dieser spiegelt in Anlehnung an die Standardabweichung die Streuung der drei Werte L , a und b um die Kontrollprobe wider. Berechnet werden kann er jeweils für alle drei Parameter (L , a und b) über die folgende Formel:

$$V = \sqrt{\frac{\sum (x_i - x_k)^2}{n-1}}$$

wobei V = Verfärbungsgrad der Probe, x_i = Messwerte der im Medium gelagerten Prüfkörper, x_k = Messwerte der Kontrollprobe und n = Anzahl der unterschiedlichen Medien ist. Nach Kalibrierung des kabellosen Handgeräts mittels Kalibrierungskappe wird die Farbe jedes einzelnen Prüfkörpers auf einer weißen Unterlage digital erfasst und analysiert (computer-aided shade taking). Die Messspitze wird stets in die Mitte des Prüfkörpers aufgesetzt, es erfolgt nur eine Messung.

4.6.10.2 Subjektive, visuelle Auswertung durch Probanden

Zehn farbtüchtigen Probanden betrachten bei Tageslicht (keine direktes Sonnenlicht, leicht bewölkter Himmel) unabhängig voneinander die Proben. Die Prüfkörper sind dazu in einem weißen Karton so eingeklemmt, dass nur die zu beurteilende Breitseite sichtbar ist und seitlicher Lichteinfall sowie Schattenspiele eliminiert werden können. Die Probanden vergleichen pro Werkstoff den trocken und dunkel gelagerten Prüfkörper mit jeweils einem, der dem Medium ausgesetzt worden war. In Anlehnung an Raecke (1979) und Joachim (1991) werden die vier folgenden Verfärbungsgrade zur Beschreibung gewählt:

- 0 - keine sichtbare Verfärbung
- 1 - eben sichtbare Verfärbung
- 2 - deutlich sichtbare Verfärbung
- 3 - starke Verfärbung

Aus allen Einzelwerten wird ein Mittelwert gebildet. Ebenso wird der Schwellenwert ΔE_1 ermittelt, bei dem 50 % der Probanden einen Farbunterschied sehen, und dieser mit den verschiedenen Literaturangaben verglichen.

4.6.11 Rasterelektronenmikroskopbilder zur Beurteilung der Materialgefüge

Rasterelektronenmikroskope rastern die Objektoberfläche mittels eines feingebündelten Elektronenstrahls ab. Ist der Primärstrahl jedoch zu stark, können sich Teile der Oberfläche positiv aufladen. Um diese Effekte zu vermeiden, werden daher isolierende, nicht leitende Objekte mit einer sehr dünnen Edelmetallschicht versehen (z.B. Gold, Platin, Platin-Palladium-Mischungen oder auch Chrom-Sputtern) oder mit Kohlenstoff (Graphit) bedampft (Beschichtungstechnik), damit die elektrische Ladung auch wieder abgeführt werden kann. Diese Beschichtungsdicke beträgt etwa 50 nm (Eipper et al. 2004). Die Proben für die Untersuchung im Hochvakuum wurden durch das Elektronenmikroskopische Zentrum der Friedrich-Schiller-Universität Jena vorbereitet, indem die Werkstoffoberflächen mit Gold besputtert wurden.

Zur Beurteilung des Materialgefüges werden je Werkstoff drei Probenflächen untersucht:

- Schlifffläche einer Breitseite, die gegen eine Matrize polymerisiert werden, von Proben, die analog zu 5.3.1 hergestellt und für 1 d in 37 °C Aqua destillata aufbewahrt werden,
- Bruchfläche von Proben aus dem 3-Punkt-Biegeversuch nach 1 d Lagerung bei 37 °C in Aqua destillata,
- Bruchfläche von Proben aus dem 3-Punkt-Biegeversuch nach 25.000 TLW-Zyklen.

4.7 Mathematische Auswertung der Messergebnisse

Aus den einzelnen Messergebnissen werden sowohl das arithmetischen Mittel (\bar{x}) als auch die Standardabweichung (s) berechnet. Diese Werte sowie die Anzahl der Messungen (n) befinden sich im Anhang (Kap. 9). Ebenso werden aus diesen gewonnenen Werten Säulendiagramme erstellt, bei denen das dazugehörige Konfidenzintervall als Minimum-Maximum-Balken eingezeichnet wird.

Die komplette mathematisch-statistische Auswertung dieser Arbeit erfolgt mit der Computersoftware „Microsoft® Office Excel 2003“. Zur Anwendung kommt der t-Test nach Student (Sachs 1999), um die einzelnen Messreihen, bei denen durchgehend eine Normalverteilung vorliegt, auf zufällige oder signifikante Unterschiede hin zu untersuchen. Als Irrtumswahrscheinlichkeit wird $p < 1 \%$ (entspricht $\alpha = 0,01$) festgesetzt.

5 Ergebnisse

Im Anhang befinden sich die Ergebnis- und Signifikanztesttabellen (Kap. 9.1) sowie die Ergebnisse der weiterführenden Untersuchungen (Kap. 9.3). Die Kodierungen der in den nachfolgenden Grafiken aufgeführten Abkürzungen für die einzelnen Werkstoffe sind Kap. 4.4 zu entnehmen, die Farbkodierungen sind auf Seite ii aufgeführt.

5.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

5.1.1 Biegefestigkeit

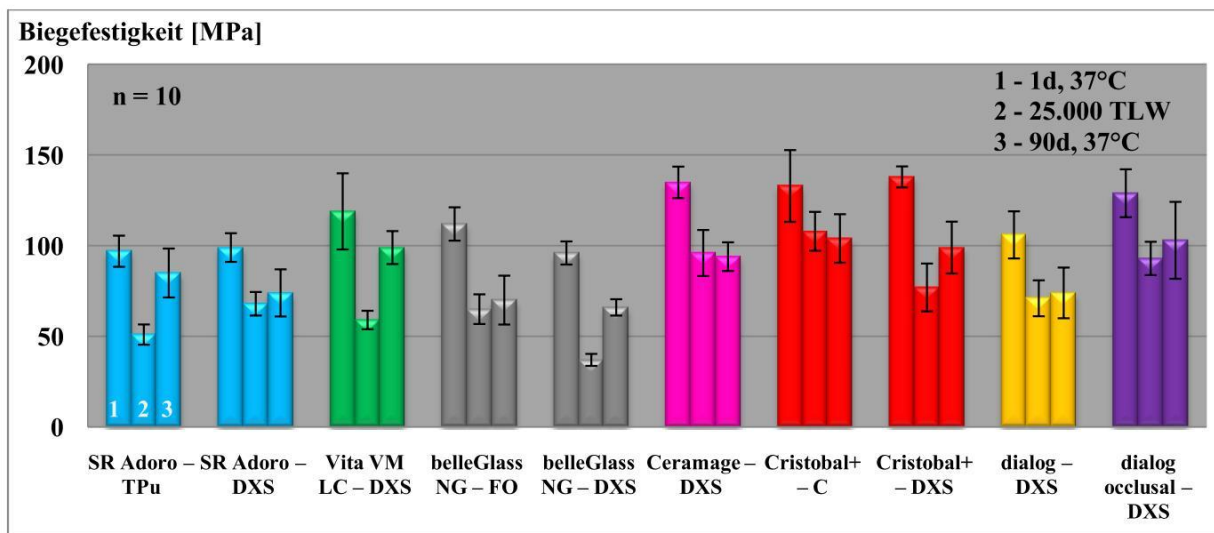


Abb. 12: Biegefestigkeit

Säule 1: Biegefestigkeit nach 1 d Lagerung in Aqua destillata bei 37 °C

Säule 2: Biegefestigkeit nach 25.000 TLW-Zyklen

Säule 3: Biegefestigkeit nach 90 d Lagerung in Aqua destillata bei 37 °C

Abb. 12 gibt einen Überblick über alle Biegefestigkeiten. Die dazugehörigen Mess- und Statistikergebnisse sind in Tab. 17 bis 22 zusammengefasst. Nach eintägiger Lagerung der Proben in 37 °C temperiertem Wasser erreichen alle Verblendkomposite Biegefestigkeitswerte > 95 MPa, wobei Cristobal+-DXS mit durchschnittlich 138 MPa die höchsten und belleGlass NG-DXS mit 96 MPa die niedrigsten Biegekräfte toleriert. Nach 25.000 TLW sinkt die Biegefestigkeit bei allen Werkstoffen hoch signifikant ab. Cristobal+-C verbucht weiterhin den höchsten (108 MPa) und belleGlass NG-DXS den niedrigsten Wert (37 MPa). Nach Wassersättigung fällt der Vergleich der Werte ähnlich aus. Mit Ausnahme von SR Adoro-TPu und Vita VM LC kommt es zur hoch signifikanten Verschlechterung des Eintagewertes der Biegefestigkeit und wieder führt Cristobal+-C die Spitze an und belleGlass NG-DXS ist Schlusslicht. Ergo sinkt die Biegefestigkeit aller Verblendkomposite durch Stressung oder Wassereinlagerung – jedoch in verschiedenem Maße. Die von Touati et al. (2001) zur Reduktion der Frakturgefahr geforderte Biegefestigkeit von mind. 120 MPa wird nach künstlicher

Stressung von keinem der Verblendkomposite mehr erreicht. Lediglich vier Verblendkomposite erreichen nach eintägiger Wasserlagerung diesen Wert. Betrachtet man für SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ die Abhängigkeit vom Ofentyps, so bedingen Wasserlagerung für 24 h bzw. 90 d keine signifikanten Unterschiede. Diese werden erst nach künstlicher Stressung deutlich, wobei wie erwartet die Proben aus dem systemeigenen Ofen denen aus dem Dentacolor XS überlegen sind. Zwischen der Schmelz- und Dentinmasse dialog und dialog Occlusal besteht stets ein hoch signifikanter Unterschied, wobei die Schmelzmasse deutlich höheren Biegekräften Stand hält.

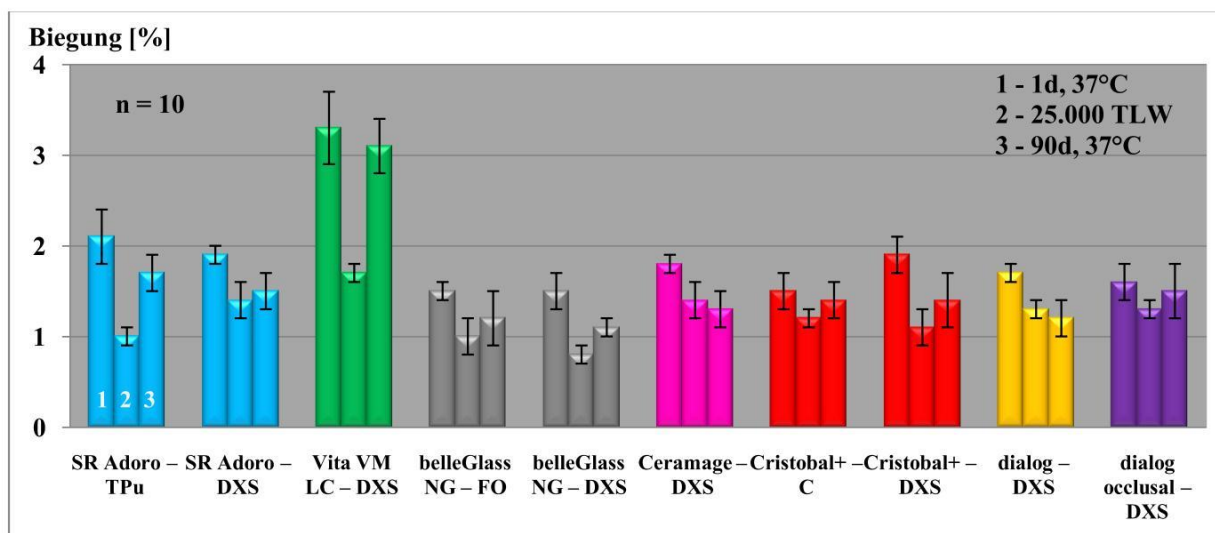


Abb. 13: Biegung

Die Biegung (Abb. 13, Tab. 23 bis 28) liegt zwischen 0,8 und 3,3 %. Der Großteil der Verblendkomposite weist jedoch eine durchschnittliche Biegung von 1 bis 2 % auf. Vita VM LC bildet mit 3,3 % (nach 1 d Wasserlagerung) und 3,1 % (nach 90-tägiger Wasserlagerung) zwei Extrema, die hoch signifikant höher liegen als die Werte für die restlichen Verblendkomposite. Nach Stressung fällt der Wert jedoch auf < 2 % zurück. Wassersättigung verursacht bei SR Adoro (beide Öfen), belleGlass NG-DXS, Ceramage, Cristobal+-DXS und dialog ein hoch signifikantes Absinken der Biegung.

5.1.2 Elastizitätsmodul

Abb. 14 fasst alle Elastizitätsmoduln zusammen. Die dazugehörigen Messwerte und Signifikanztests sind in Tab. 29 bis 34 zusammengefasst. Die Werte nach eintägiger Wasserlagerung reichen von 3.622 MPa (Vita VM LC) bis zum 2,3-Fachen des Wertes für Cristobal+-DXS (8350 MPa). Nach 25.000 TLW sinkt der Wert für Vita VM LC um 20 % hoch signifikant ab, für belleGlass NG-FO, Cristobal+-DXS und dialog signifikant. Wassersättigung lässt die

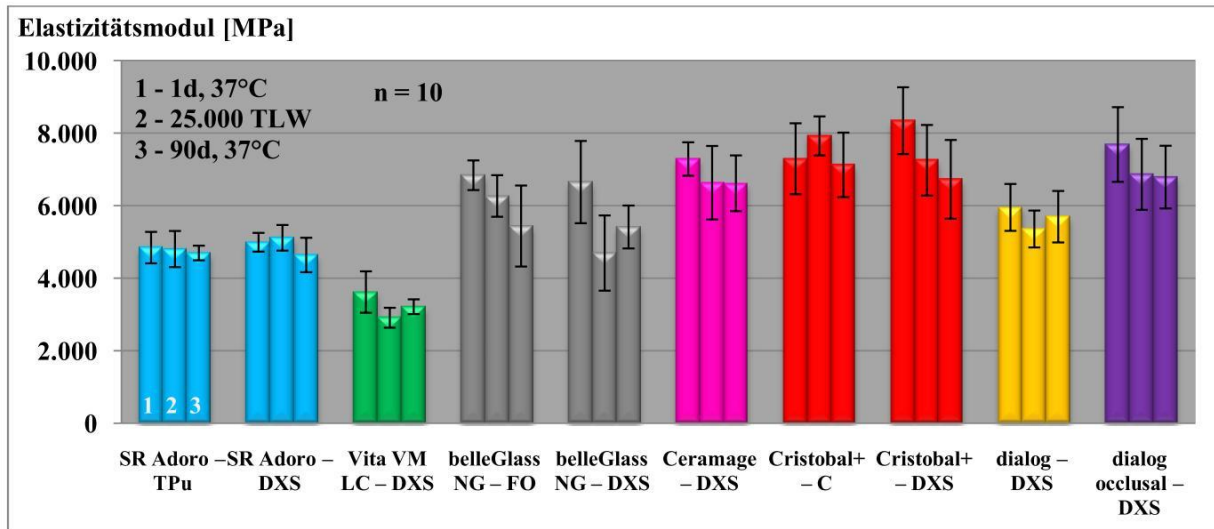


Abb. 14: Elastizitätsmodul

Elastizitätsmoduln ebenfalls sinken, hoch signifikante Unterschiede sind jedoch nur für belleGlass NG (beide Öfen) und Cristobal+-DXS zu detektieren. Zwischen den Proben nach künstlicher Stressung und nach Wassersättigung können für SR Adoro-DXS, Vita VM LC und Cristobal+-C signifikante Unterschiede nachgewiesen werden. Vita VM LC weist zu jedem Zeitpunkt niedrigste Werte auf. Für SR Adoro und Cristobal+ spielen die verwendeten Öfen bzgl. Elastizitätsmodul keine Rolle, während Thermozyklierung bei belleGlass NG eine Verschlechterung der Eintageswerte um 30 % durch die Wahl des Dentacolor XS verursacht, gegenüber nur 10 % Verlust bei Härtung im firmeneigenen Ofen. dialog Occlusal weist zu jedem Zeitpunkt hoch signifikant höhere Werte als die Dentinmasse dialog auf.

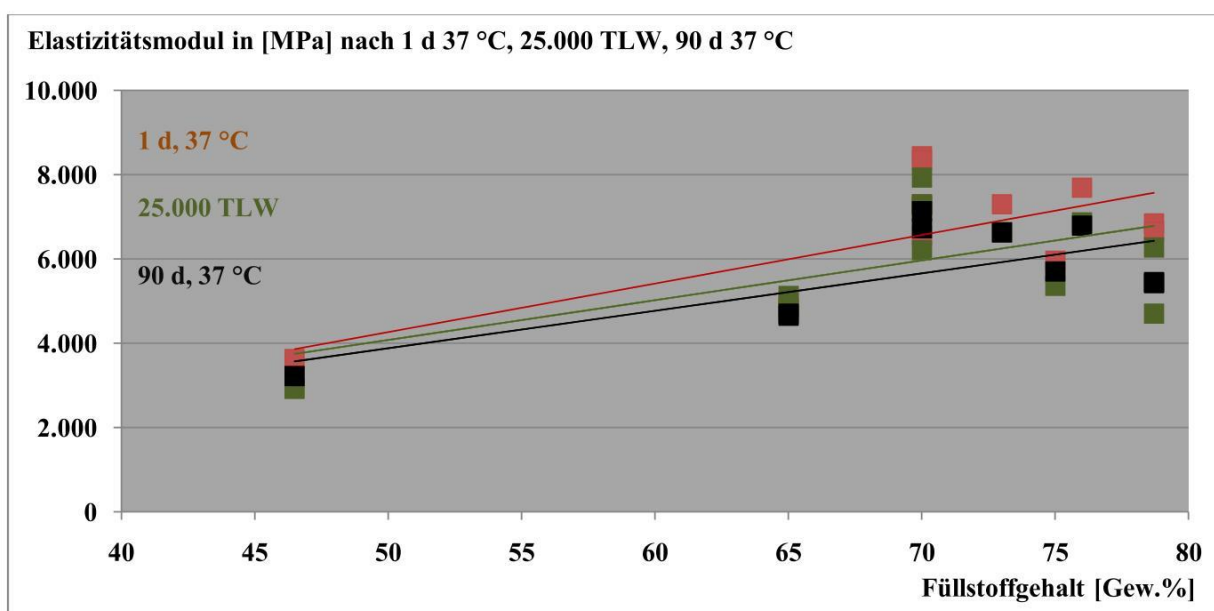


Abb. 15: Füllstoffgehalt aufgetragen gegen Elastizitätsmodul

Der bereits beschriebene Zusammenhang zwischen steigendem Füllstoffgehalt und steigendem Elastizitätsmodul (Hilschmann 1998) kann bestätigt werden, es muss jedoch bemerkt werden, dass die einzelnen Datenpunkte abseits der Regressionsgeraden liegen (Abb. 15). Eine eindeutige Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit kann nicht ausgemacht werden, wohl aber zur Härte nach Vickers (Kap. 5.3). Die Abweichungen der einzelnen Datenpunkte zur Regressionsgeraden nehmen nach künstlicher Stressung noch weiter zu, sind jedoch nach 90-tägiger Wasserlagerung noch deutlicher als nach 25.000 TLW. Prägnant ist dies bei Vita VM LC und belleGlass NG, während die Datenpunkte von SR Adoro als einziges Komposit recht nah an der Regressionsgeraden bleiben.

5.2 Druckfestigkeit

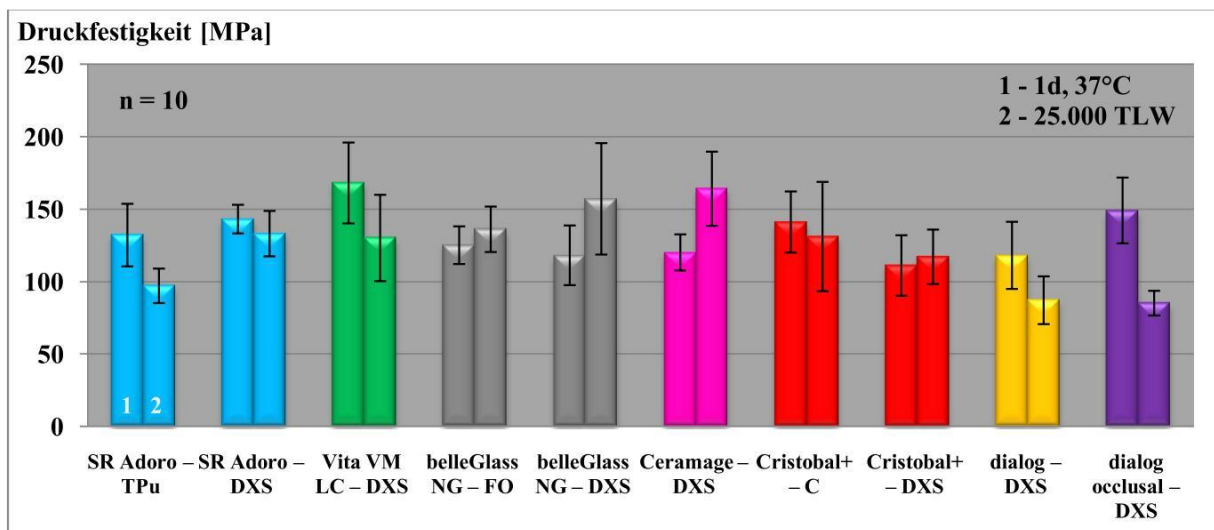


Abb. 16: Druckfestigkeit

Die Druckfestigkeiten sind in Abb. 16 und Tab. 35 bis 39 zusammengefasst. Nach einem Tag Wasserlagerung füllen die Werte ein Intervall von 111 MPa (Cristobal+-DXS) bis 168 MPa (Vita VM LC). Durchschnittlich wird ein Wert von 130 MPa erreicht. Nach TWL reicht die Spanne von 85 MPa bis 164 MPa, der Durchschnittswert liegt bei 120 MPa. Hoch signifikanter Verlust von bis zu 43 % liegt bei SR Adoro-TPu, Vita VM LC, dialog und dialog Occlusal vor. Hoch signifikante Druckfestigkeitssteigerung um 36 % wird bei Ceramage festgestellt, das somit nach Stressung den besten Wert unter allen Verblendkompositen aufweist. dialog Occlusal zeigt anfangs einen hoch signifikant höheren Wert als dialog, gleicht sich jedoch infolge Stressung an die Werte der Dentinmasse an. In Abhängigkeit vom verwendeten Ofen zeigt sich bei belleGlass NG keine Differenz. Bei SR Adoro liegen hoch signifikant höhere Druckfestigkeiten vor für TLW-Proben, die im Dentacolor XS polymerisiert wurden. Bei Cristobal+ hingegen für Eintagesproben, die im systemeigenen Ofen polymerisiert wurden.

5.3 Härte nach Vickers

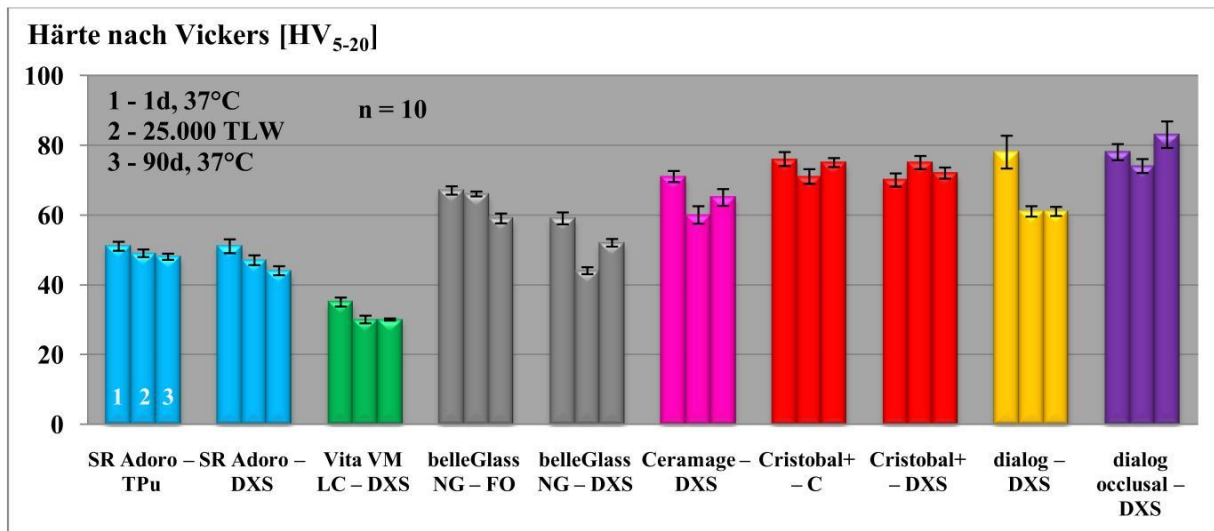


Abb. 17: Härte nach Vickers

Abb. 17 und Tab. 40 bis 45 fassen die Härten nach Vickers zusammen. Nach eintägiger Wasserlagerung werden Werte zwischen 35 HV₅₋₂₀ (Vita VM LC) und knapp 80 HV₅₋₂₀ (beide dialog-Massen) ermittelt. Durchschnittlich wird eine Härte von 65 HV₅₋₂₀ erreicht. Die Härten beider Mikrofüllerkomposite liegen deutlich unterhalb dieses Durchschnittswertes. Nach Thermozyklisierung sinkt er auf 59 HV₅₋₂₀. Extrema werden für Vita VM LC (30 HV₅₋₂₀) und Cristobal+-DXS (75 HV₅₋₂₀) eruiert. Mit Ausnahme von belleGlass NG-FO kommt es zu einer hoch signifikanten Änderung der Härte nach Vickers gegenüber dem Eintageswert: für Cristobal+-DXS steigt er, für alle anderen Verblendkomposite sinkt er. Nach 90-tägiger Wasserlagerung werden mit Ausnahme von Cristobal+ (beide Öfen) hoch signifikant niedrigere und höhere Werte ermittelt, wobei eine Zunahme nur bei dialog Occlusal besteht. Schmelz- und Dentinmasse dialog und dialog Occlusal zeigen initial die gleiche Härte. Nach Stressung (Thermozyklisieren oder Wasserlagerung) sinkt die Härte für dialog hoch signifikant ab. Bei dialog Occlusal führt nur TLW zum hoch signifikanten Absinken der Härte, Wassersättigung führt zum hoch signifikanten Anstieg der Härte. Somit liegen nach Stressung stets hoch signifikante Unterschiede zwischen den Härten beider Schichtmassen vor, da dialog einen größeren Verlust an Härte erleidet als dialog Occlusal. Beim Vergleich der verwendeten Polymerisationsöfen zeigt sich für SR Adoro initial kein signifikanter Unterschied, hingegen aber für belleGlass NG und Cristobal+, wobei die Proben aus den systemeigenen Öfen hoch signifikant höhere Härten aufweisen als die Proben aus dem Standardofen Dentacolor XS. Thermozyklisierung und Wasseraufnahme führt bei SR Adoro und belleGlass NG ofenunabhängig zum hoch signifikanten Absinken der Härte, wobei die Proben aus dem Standardofen anfälliger gegenüber Stressung sind. Die Härte für Cristobal+-DXS steigt in beiden Alterungsversuchen

an. Unter Verwendung des Standardofens weist Cristobal+ nach TLW hoch signifikant höhere Werte auf, nach Wassersättigung hoch signifikant niedrigere Werte gegenüber Proben, die im Cristobal+ 2 in 1-Lichthärtegerät polymerisiert werden.

Stets kann die lineare Abhängigkeit zwischen Härte und Elastizitätsmodul nachgewiesen werden (Rzanny et al. 2003b). Es bestätigt sich auch, dass kein Zusammenhang zur Aushärtungstiefe (Duret et al. 2004) und zur Biegefestigkeit besteht. Ein Zusammenhang zum Füllstoffgehalt (Rzanny und Welker 1999, Staufenbiel 2005) und eine eindeutige reziproke Korrelation zur Abrasionsfestigkeit hingegen kann nicht sicher festgestellt werden, da zu jedem Zeitpunkt einige Datenpunkte (bes. Vita VM LC und dialog) weit von der Regressionsgeraden entfernt liegen.

5.4 Abrasionsfestigkeit

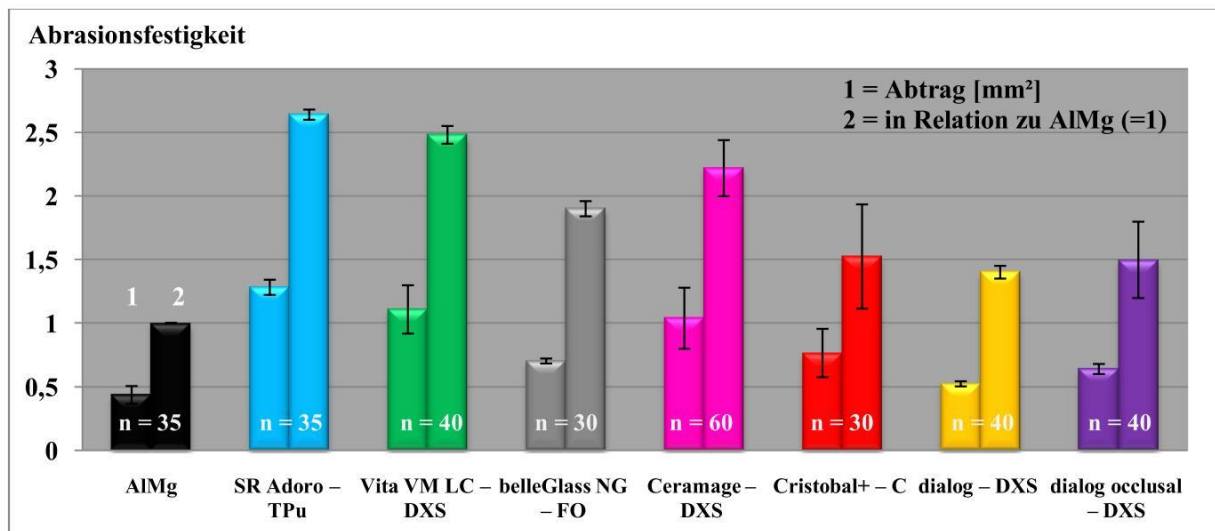


Abb. 18: Abrasion als Abtrag in [mm²] und in Relation zu AlMg (Referenzmaterial = 1)

Zur Auswertung der Abrasionsfestigkeit wird der tatsächliche Abtrag ins Verhältnis zum Referenzmaterial gesetzt (Abb. 18, Tab. 46). Nach Empfehlungen von Gnauck (2005) dient eine AlMg-Legierung als Standard. Ihr wird der Wert 1 zugeordnet. Alle Verblendkomposite weisen eine niedrigere Verschleißfestigkeit als das Referenzmaterial auf. Bei den beiden dialog-Massen sowie für Cristobal+ wird mit dem 1,5-Fachen ein nur geringfügig höherer Verschleiß ermittelt. In aufsteigender Reihenfolge schließen sich dann belleGlass NG, Ceramage, Vita VM LC und SR Adoro mit einem 1,9-fachen bis 2,6-fachen Wert an. Die beiden Mikrofüllerkomposite SR Adoro und Vita VM LC zeichnen sich mit der geringsten Abrasionsfestigkeit aus. Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Füllstoffanteil und Abrasionsverhalten kann nicht nachgewiesen werden.

5.5 Scherhaftfestigkeit

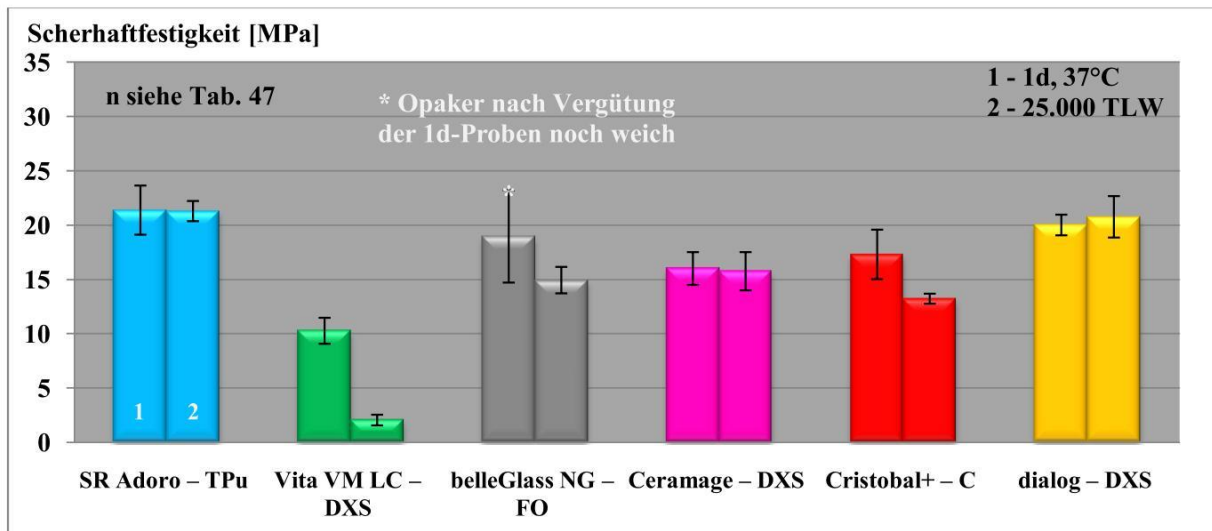


Abb. 19: Scherhaftfestigkeit mit systemeigenem Verbundsystem auf Wirobond C

Unter den systemeigenen Verbundsystemen (Abb. 19, Tab. 47 und 49) zeigt Vita VM LC die hoch signifikant niedrigste Scherfestigkeit nach eintägiger Wasserlagerung bei 37 °C. Sie beträgt im Durchschnitt nur 10 MPa. Die höchsten Werte erreicht SR Adoro. Sie sind hoch signifikant doppelt so hoch und sind zudem auch hoch signifikant höher als die von Ceramage und Cristobal+, die einen durchschnittlichen Scherdruck von 16 MPa bzw. 17 MPa Stand halten. Zwischen diesen drei Produkten reihen sich belleGlass NG sowie dialog mit Werten von 19 MPa bzw. 20 MPa ein. TWL führt bei Vita VM LC und Cristobal+-C zum hoch signifikanten Verlust an Scherfestigkeit. Vita VM LC weist mit 80% den größten Verlust auf. Der Haftwert sinkt auf 2 MPa ab. Ceramage und SR Adoro verlieren durch künstliche Streuung nur gering an Haftfestigkeit, belleGlass NG deutlich mehr. Für die hohe Streuung bei belleGlass NG ($s\% = 22,4$) ist eine mangelhafte Aushärtung des dazugehörigen Opakers verantwortlich, denn trotz Vergütung nach Herstellerangaben bleibt dieser weich. In additiven Tests (Kap. 9.3.2) zeigt sich, dass diese Vergütung weder Einfluss auf die Qualität des Verbundes noch auf die Höhe der Streuung hat.

Dem gegenüber stehen Scherfestigkeiten, die mit Metal Primer II + Gradia-Opaker gemessen werden (Abb. 20, Tab. 48 bis 51). Mit Ausnahme von SR Adoro liegen sowohl nach 1 d als auch nach TWL hoch signifikant bessere Verbundfestigkeiten vor. SR Adoro zeigt weder Verbesserung noch Verschlechterung durch Anwendung von Metal Primer II + Gradia-Opaker. Nach 1 d werden bei allen Produkten Werte über 20 MPa gemessen. Die Reihe der aufsteigenden Haftwerte ändert sich gegenüber den Werten mit systemeigenem Verbundsystem. Ceramage und Cristobal+ erreichen nun eine Haftfestigkeit von sogar knapp 30 MPa. Nach 25.000 Zyklen künstlicher Stressung fallen alle Scherwerte mit Ausnahme von SR Ado-

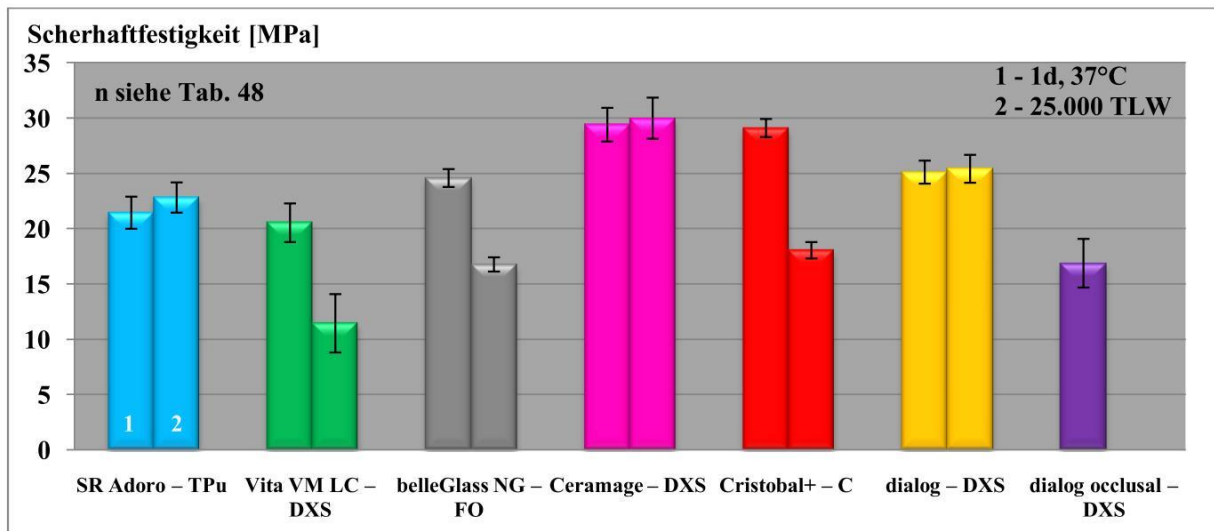


Abb. 20: Scherhaftfestigkeit mit Metal Primer II (GC) + Gradia-Opaker (GC) auf Wirobond C

ro, Ceramage und dialog auf hoch signifikant niedrigere Werte zurück. Den größten Verlust an Scherfestigkeit zeigt erneut Vita VM LC. Dieser Werkstoff erreicht nach Stressung nur noch knapp über die Hälfte des Eintageswertes, welcher aber weiterhin hoch signifikant höher liegt als der Wert nach TLW unter Verwendung des systemeigenen Verbundsystems. Bei Cristobal+ gehen knapp 38 % der Verbundfestigkeit durch künstliche Stressung verloren. Nach Wechsellast bleibt die Scherfestigkeit aber hoch signifikant höher als nach TLW mit dem systemeigenen System. Ergänzend wird auch die Verbundfestigkeit von dialog Occlusal gemessen (Tab. 52). In Verbindung mit Metal Primer II + Gradia-Opaker wird nach 24 h ein Mittelwert von knapp 17 MPa erreicht, der hoch signifikant niedriger liegt als für die anderen Werkstoffe.

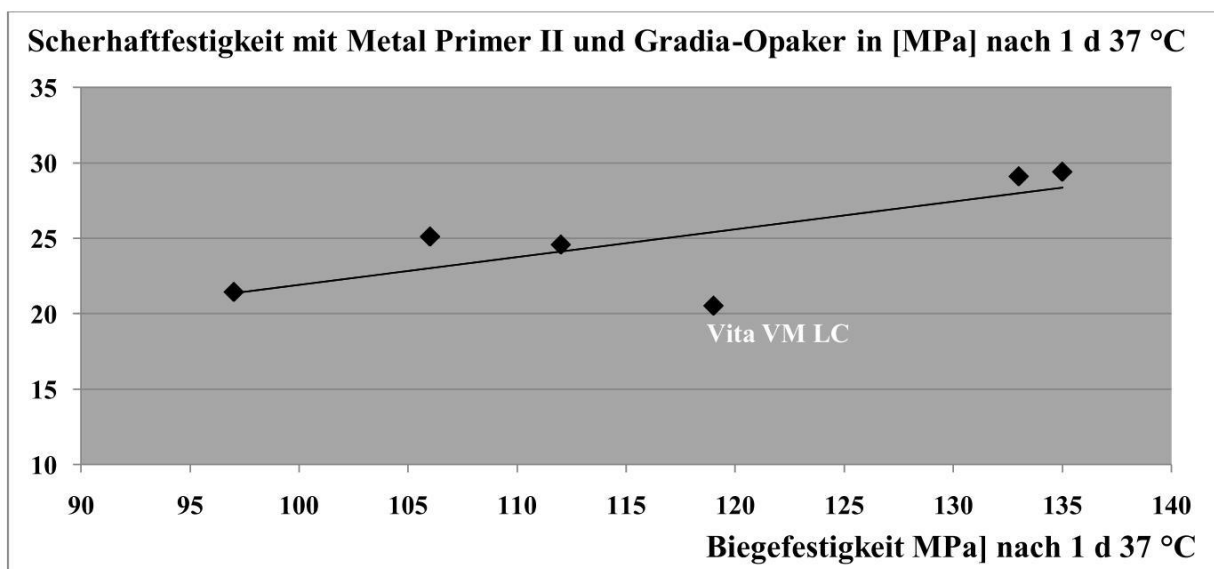


Abb. 21: Abhängigkeit der Scherhaftfestigkeit von der Biegefestigkeit

Rzanny et al. (2007) beschreiben, dass unter der Voraussetzung, dass ein funktionierendes Verbundsystem verwendet wird, von der Eigenfestigkeit des Verblendkomposits (Biegefestigkeit) auf die Verbundfestigkeit des Legierungs-Komposit-Verbundes geschlossen werden kann. Im Scherfestigkeit-Biegefestigkeits-Diagramm (Abb. 21) zeigt sich ein Zusammenhang zwischen beiden Parametern. Nur Vita VM LC liegt abseits der Regressionsgeraden.

5.6 Durchhärtungstiefe

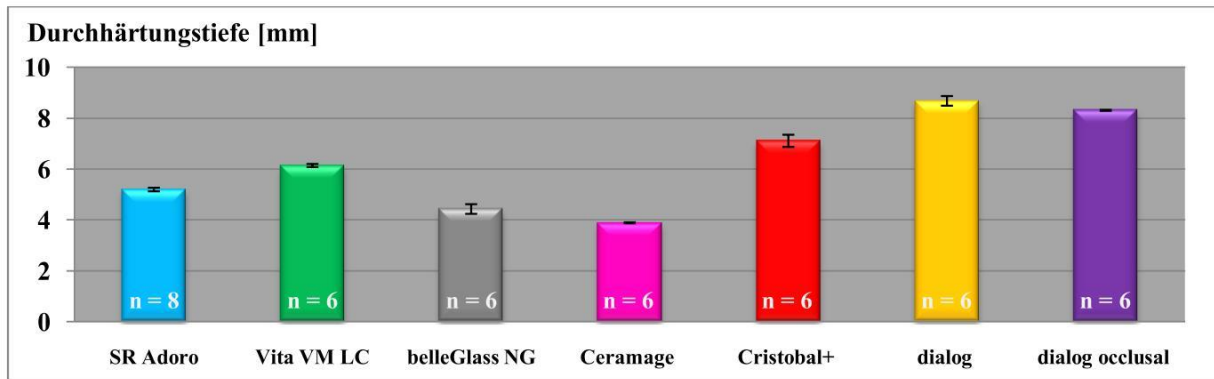


Abb. 22: Durchhärtungstiefe

Die nach 40 s Belichtung erreichten Durchhärtungstiefen sind in Abb. 22 sowie Tab. 53 und 54 dargestellt. Sie reichen von 8,7 mm bis 3,9 mm. In absteigender Reihenfolge sind dies dialog > dialog Occlusal > Cristobal+ > Vita VM LC > SR Adoro > belleGlass NG > Ceramage. Die minimalen, jedoch visuell erfassbaren Farbabweichungen von der Zahnfarbe A3 des Vita classical-Farbrings verschiedener Hersteller zeigen keinen Einfluss auf die Durchhärtungstiefe.

5.7 Wasseraufnahme

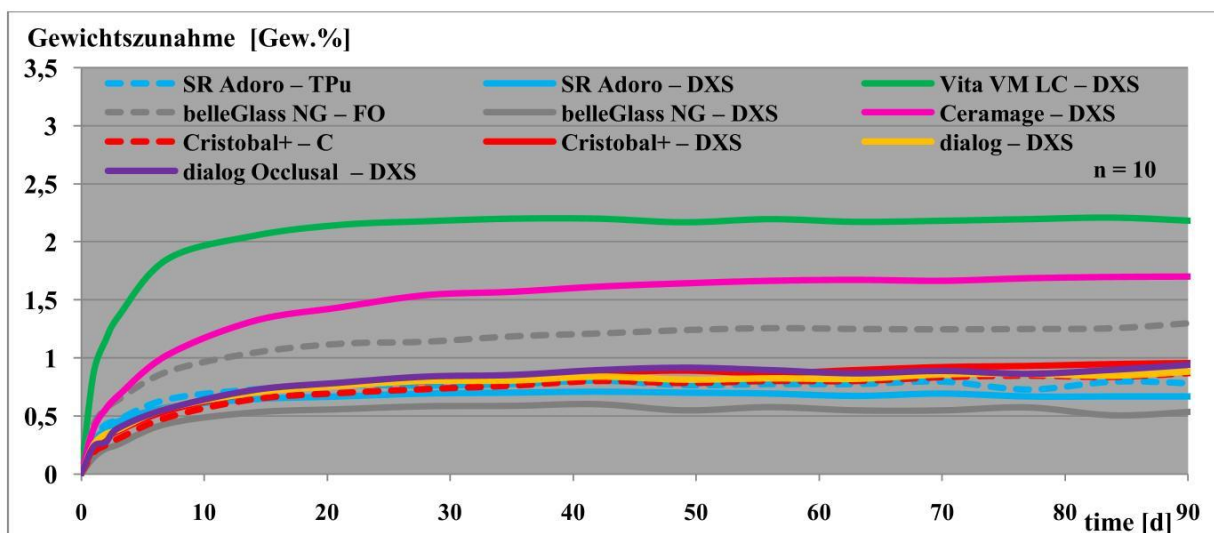


Abb. 23: Gewichtszunahme als Maß für die Wasseraufnahme bis zur Sättigung nach 90 d

Über einen Zeitraum von 90 Tagen nehmen die Verblendkomposite unterschiedlich viel Wasser auf, alle Proben zeigen jedoch keine signifikante Gewichtszunahme (Abb. 23, Tab. 55 bis 59). Am meisten reagiert Vita VM LC mit dem feuchten Milieu. Die Gewichtszunahme beträgt 2,2 Gew.%. Dieser Wert liegt um 1,6 Gew.% über dem niedrigsten Wert (belleGlass NG-DXS). Gefolgt wird Vita VM LC von Ceramage (1,7 Gew.%) sowie von belleGlass NG-FO (1,5 Gew.%). Diese drei Werkstoffe sind die einzigen, die über 1 Gew.% Zunahme zeigen. Die restlichen Produkte können im Intervall von 0,60 Gew.% und 0,94 Gew.% zusammengefasst werden. Für die Wasseraufnahme spielt für Cristobal+ und SR Adoro der verwendete Polymerisationsofen keine Rolle, denn die beiden Graphen verlaufen parallel und nah beieinander. Bei belleGlass NG besteht hingegen ein großer Unterschied: Während die Proben aus dem Dentacolor XS ihr Gewicht nur um 0,6 Gew.% erhöhen, d.h. die niedrigste Wasseraufnahme unter allen Verblendkompositen aufwiesen, nehmen die belleGlass NG-FO-Proben doppelt so viel Wasser auf – ihr Gewicht steigt um 1,3 Gew.% an (dritthöchster Wert). Die Sättigung aller Werkstoffe tritt in einem Zeitraum von 21 bis 70 Tagen ein. Ein Zusammenhang zwischen Dauer und Menge der Wasseraufnahme ist nicht nachzuweisen. Für die Dauer der Wasseraufnahme spielt bei Cristobal+ und SR Adoro der verwendete Polymerisationsofen ebenfalls keine Rolle, denn für beide Werkstoffe werden unabhängig vom verwendeten Ofen gleiche Zeiten ermittelt (zehn und drei bzw. vier Wochen). Proben von belleGlass NG zeigen auch hierbei deutliche Unterschiede. Proben aus dem Dentacolor XS sind bereits nach vier Wochen mit Wasser gesättigt, die Proben aus dem Hersteller empfohlen Ofen brauchen doppelt so lang. Beide Faktoren berücksichtigend zeigt Vita VM LC die höchste Gewichtszunahme, ist jedoch nach drei Wochen bereits gesättigt. Die geringste Wasseraufnahme zeigt belleGlass-DXS. belleGlass-NG-FO-Proben sind halb so schnell gesättigt, nehmen aber dabei doppelt so viel Wasser auf als die Vergleichsproben, die im Dentacolor XS gehärtet werden. Unabhängig vom verwendeten Ofen weist Cristobal+ erst nach zehn Wochen eine Wassersättigung auf. Eine Korrelation zwischen aufgenommener Wassermenge und Füllkörpergehalt kann nicht festgestellt werden.

5.8 Polymerisationsschrumpfung

Die Ergebnisse der Polymerisationsschrumpfung (Abb. 24 und 25 sowie Tab. 60) kann man in drei Gruppen einteilen. Die erste Gruppe bilden dialog und dialog Oclusal. Sie verfügen mit 2,0 % lin über die höchste Polymerisationsschrumpfung. Ihr Schrumpfungsverlauf während der initialen 2 min ist nahezu identisch. Unter allen geprüften Produkten zeigen sie den höchsten initialen Anstieg der Schrumpfung. Ihren Endwert erreichen beide nach 0,9 min. Die

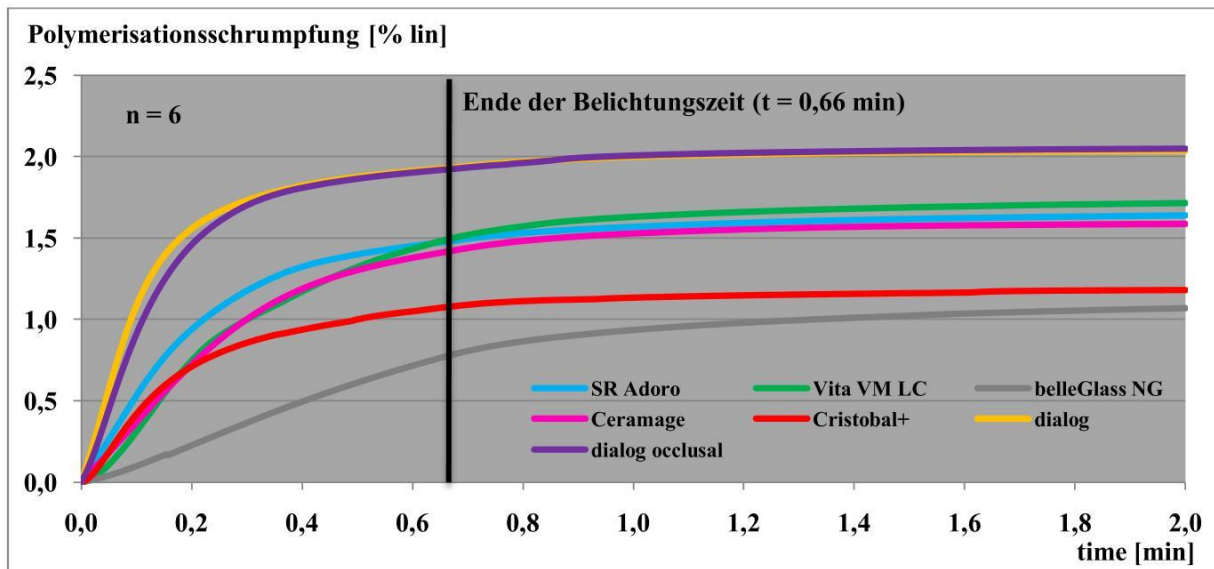


Abb. 24: Polymerisationsschrumpfung – im Verlauf der ersten 2 min ab Belichtungsbeginn

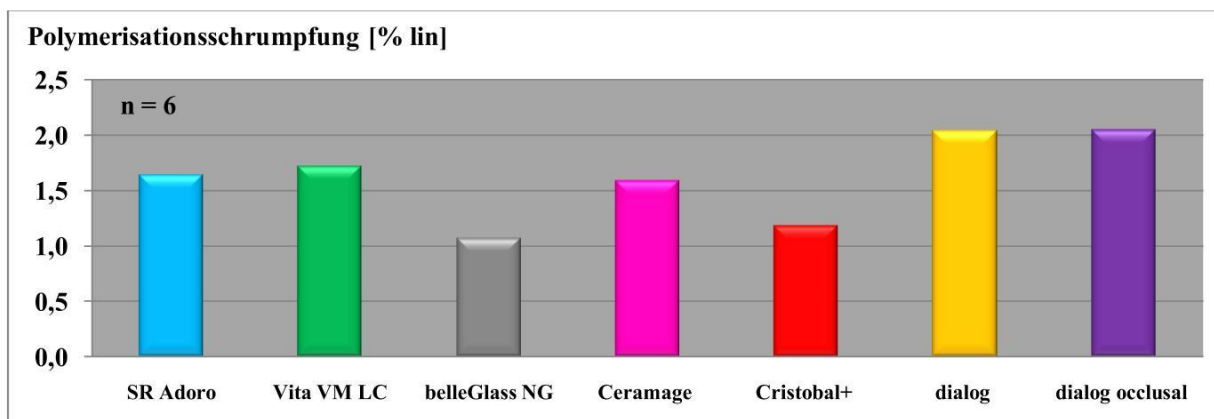


Abb. 25: Polymerisationsschrumpfung – Endwert nach 2 min

zweite Gruppe besteht aus den beiden Mikrofüllerkompositen SR Adoro und Vita VM LC sowie dem Hybridkomposit Ceramage. Diese drei Werkstoffe weisen während der Polymerisation eine Schrumpfung von 1,6 bzw. 1,7 % lin auf. Initial liegt die Schrumpfung von SR Adoro geringfügig höher als die der anderen beiden Produkte. Nach ca. 40 s gleichen sich alle drei Graphen jedoch an. Zur dritten Gruppe zählen Cristobal+ und belleGlass NG. Ihr Endwert liegt bei 1,1 % lin und wird zu verschiedenen Zeitpunkten erreicht, daher ist ihr Schrumpfungscharakter verschieden. belleGlass NG zeigt initial die geringste Steigung von allen untersuchten Werkstoffen. Bis 0,7 min steigt die Schrumpfung linear auf etwa 0,8 % lin an und danach steigt sie in einem deutlich geringeren Maße (ca. nur noch zu einem Siebtel) allmählich bis zum Ende der Untersuchung auf 1,07 % lin an. Cristobal+ hingegen verhält sich die ersten 0,2 min ähnlich der zweiten Gruppe, schrumpft danach aber nicht so rasant weiter, sondern verringert das Schrumpfverhalten und steigt allmählich von 0,7 % lin auf einen Endwert von 1,2 % lin an.

5.9 Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur

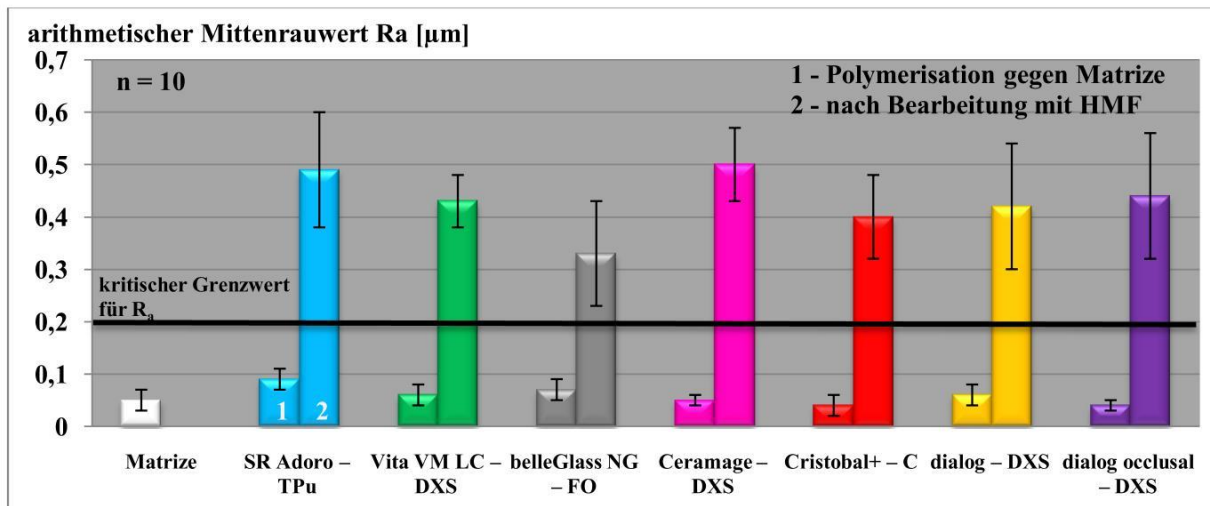


Abb. 26: Arithmetischer Mittenrauwert R_a nach Polymerisation gegen Matrizze und Bearbeitung mit Hartmetallfräse (kreuzverzahnt, rot)

Die Rauigkeitsmessung ist eine Stichprobenmessung und erfolgt auf Bereichen, die visuell keine Fehler aufweisen. Als Ausgangssituation für alle zu bearbeitenden Oberflächen gelten die gegen eine Matrizze polymerisierten Oberflächen jedes einzelnen Verblendkomposites, mit einem $R_a < 0,1 \mu\text{m}$ (Tab. 62). Die Matrizze selber zeigt eine Oberflächenrauigkeit von $R_a = 0,05 \mu\text{m}$ (Tab. 61 und 71). Als Grenzwert für eine deutlich begünstigte Bakterienadhärenz wird entsprechend Literaturangaben (Bollen et al. 1997) $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ festgelegt. Mittels kreuzverzahnter Hartmetallfräse, die als Ausarbeitungsinstrument jedem Politursystem vorangestellt wird, entsteht bei allen sieben Verblendkomposites eine hoch signifikante Aufrauung gegenüber der Oberfläche nach Polymerisation gegen eine glatte Matrizze (Abb. 26, Tab. 63, 72 und 73). Der kritische R_a -Wert wird stets deutlich überschritten. Es werden arithmetische Mittenrauwerte von $0,3 \mu\text{m}$ (belleGlass NG) bis $0,5 \mu\text{m}$ (Ceramage) erreicht und die Spanne der Streuungen wird deutlich vergrößert. Selbst die Minima für den arithmetischen Mittenrauwert liegen mit Ausnahme von belleGlass NG deutlich über $0,2 \mu\text{m}$. Max. Mittenrauwerte liegen bei knapp $0,7 \mu\text{m}$. Die durchschnittlich erreichten arithmetischen Mittenrauwerte können in drei Gruppen eingeteilt werden. belleGlass NG bildet die erste, die sich durch den niedrigsten R_a -Wert ($0,1 \mu\text{m}$) auszeichnet. Die zweite Gruppe umfasst in aufsteigender Reihenfolge ihrer Mittenrauwerte Cristobal+, dialog, Vita VM LC und dialog Occlusal. Sie liegen $0,2 \mu\text{m}$ bis $0,22 \mu\text{m}$ über dem kritischen Wert. Die dritte Gruppe enthält SR Adoro sowie Ceramage und weist mit $0,5 \mu\text{m}$ den höchsten Mittenrauwert auf. Eine Korrelation zwischen der Reihenfolge der arithmetischen Mittenrauwerte nach Polymerisation und nach Ausarbeitung besteht nicht, ebenso nicht zwischen dem Ausmaß der Aufrauung und Füllkörpermenge.

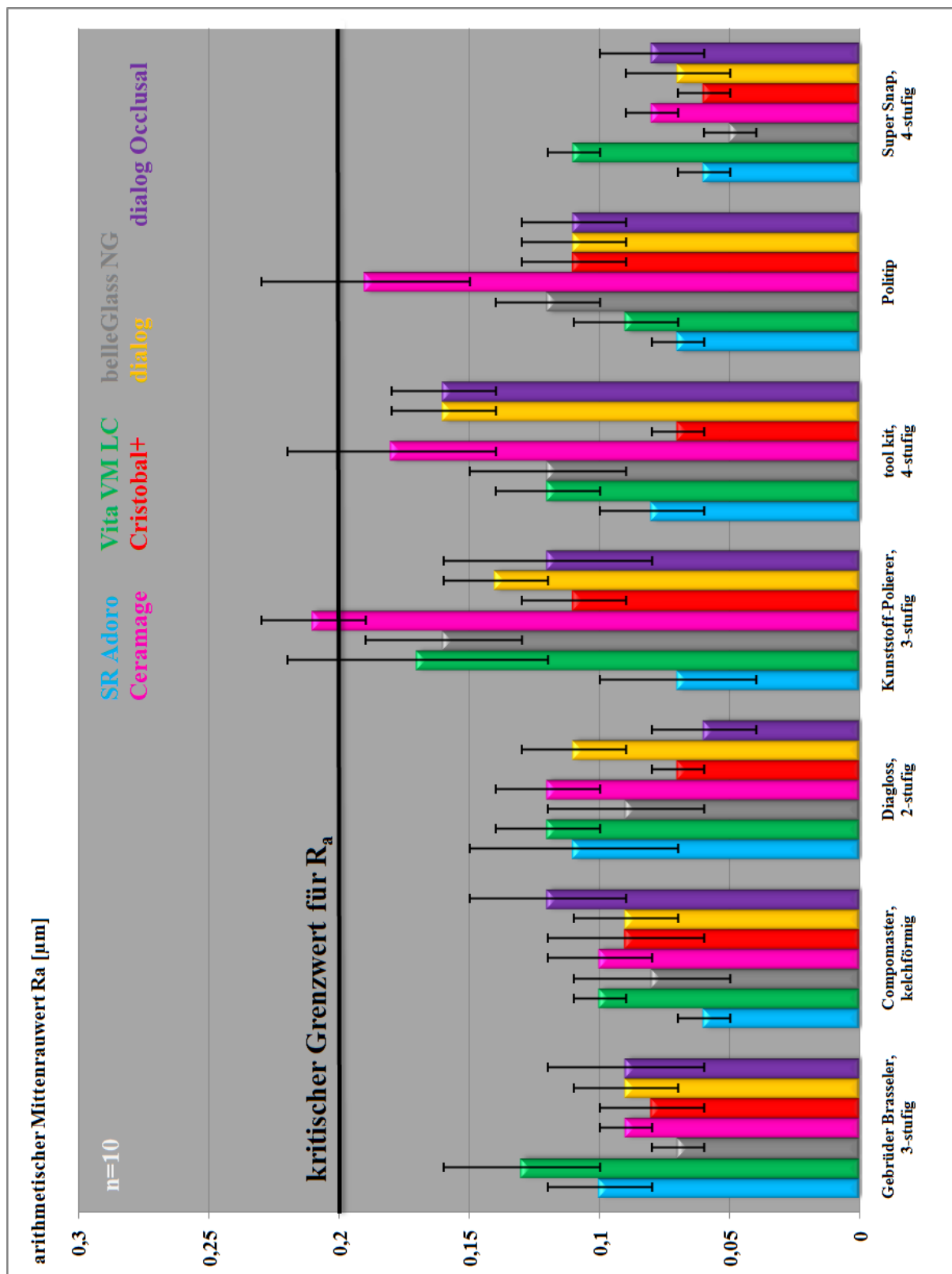


Abb. 27: Arithmetischer Mittenrauwert R_a nach Politur mit verschiedenen Poliersystemen, sortiert nach Poliersystem

In Abb. 27 und Tab. 64 bis 70 sowie Tab. 74 bis 85 sind die Polierergebnisse zusammengefasst: Es wird stets eine hoch signifikante Verkleinerung der aktiven Oberfläche gegenüber

der Oberfläche nach Ausarbeitung mit der Hartmetallfräse erreicht; kein arithmetischer Mittenrauwert mit Ausnahme der Politur von Ceramage mit dem Kunststoffpolierer bleibt über der kritischen Schwelle von $R_a = 0,2 \mu\text{m}$; bzgl. der Polierbarkeit besteht kein Unterschied zwischen Mikrofüller- und Hybridkompositen; die Anzahl der Polierer innerhalb eines Systems sowie deren Schaftart (Hand- oder Winkelstück) sind für das Polierergebnis irrelevant. Das *dreistufige Poliersystem der Gebrüder Brasseler* weist subjektiv eine sehr geringe Abrasivität auf, scheint aber auch die bearbeitete Oberfläche sehr zu verschmieren. Nach der ersten Stufe sind nach subjektiver Einschätzung alle Probenoberflächen verschmiert, nach der zweiten Stufe immer noch als die Mehrheit der Proben. Objektiv können R_a -Werte zwischen $0,07 \mu\text{m}$ und $0,13 \mu\text{m}$ erfasst werden. Es ergibt sich folgende ansteigende Reihenfolge des R_a -Wertes: belleGlass NG, Cristobal+, Ceramage sowie beide dialog-Schichtmassen, SR Adoro sowie Vita VM LC, das ein hoch signifikant schlechteres Polierergebnis als die anderen Werkstoffe zeigt. Weiterhin ist für belleGlass NG zu erwähnen, dass auf Grund der hohen R_a -Werte weitere Messungen nötig sind, die schließlich aber diesen Wert bestätigen. Die gemessenen Maxima des R_a -Wertes liegen für jedes Verblendkomposit deutlich oberhalb der kritischen Grenze von $0,2 \mu\text{m}$. Trotzdem ist es zusammen mit Compomaster das zweitbeste Poliersystem. Durch Politur mit dem *einstufigen Compomaster* können Ergebnisse erzielt werden, die einen arithmetischen Mittenrauwert von max. $0,12 \mu\text{m}$ erreichen. Das beste Resultat ergibt SR Adoro ($0,06 \mu\text{m}$), gefolgt von belleGlass NG, Cristobal+, dialog, Vita VM LC, Ceramage und schließlich dialog Occlusal. Alle Maxima liegen unterhalb des kritischen Schwellenwertes. Neben dem zweistufigen Polierset der Gebrüder Brasseler ist es das zweitbeste Poliersystem. Unter Zuhilfenahme des *zweistufigen Poliersystem Diagloss* können ähnliche Ergebnisse erzielt werden. Der arithmetische Mittenrauwert schwankt zwischen $0,06 \mu\text{m}$ für dialog Occlusal und $0,12 \mu\text{m}$ für Vita VM LC und Ceramage. Dazwischen ordnen sich Cristobal+, belleGlass NG, SR Adoro und dialog in aufsteigender Rauigkeit ein. Die max. Mittenrauwerte bleiben unterhalb der Schwelle von $0,2 \mu\text{m}$. Der *dreistufige Kunststoffpolierer* erbringt insgesamt die schlechtesten Polierergebnisse. Die arithmetischen Mittenrauwerte liegen zwischen $0,07 \mu\text{m}$ und $0,21 \mu\text{m}$. Das relativ beste Ergebnis kann SR Adoro verbuchen. Ihm schliessen sich in aufsteigender Reihenfolge Cristobal+, dialog Occlusal, dialog, belleGlass NG und Vita VM LC an. Die Oberfläche von Ceramage kann unter Zuhilfenahme des Kunststoffpolierers auch nach längerer Zeit nicht unter den kritischen R_a -Wert poliert werden. Die ermittelten max. arithmetischen Mittenrauwerte für Vita VM LC, Ceramage und dialog Occlusal liegen teilweise oberhalb dieser Schwelle. Das *vierstufige tool kit* verbessert die Oberflächen aller Verblendkomposite auf ein arithmetischen Mittenrauwert zwischen $0,07 \mu\text{m}$

und $0,18\text{ }\mu\text{m}$. Es ergab sich folgende Reihe mit aufsteigenden R_a -Werten: Cristobal+, SR Adoro, Vita VM LC sowie belleGlass NG, beide dialog Schichtmassen und abschließend Ceramage. Max. R_a -Werte im kritischen Bereich werden bei beiden dialog-Massen und Ceramage dedektiert. Nach Bearbeitung mit dem ersten rotierenden Instrument ist visuell eine erhöhte Aufrauung der zuvor mit einer Hartmetallfräse bearbeiten Fläche zu sehen. Die zum Set gehörende Polierpaste weist eine zu geringe Haftung an der rotierenden Baumwollbürste auf. Durch Verspritzen steht daher nur wenig Paste auf der zu polierenden Oberfläche zur Verfügung. Dagegen können mit dem *einstufigen Politip* schnell und zeitsparend gute Polierergebnisse erzielt werden. Die arithmetischen Mittenrauwerte liegen in einem Intervall von $0,07\text{ }\mu\text{m}$ und $0,19\text{ }\mu\text{m}$. Folgende aufsteigende Reihenfolge ergibt sich unter den sieben Verblendkompositen: SR Adoro, Vita VM LC, Cristobal+, beide dialog-Schichtmassen, belleGlass NG und zuletzt Ceramage. Die max. R_a -Werte kommen für Ceramage in den kritischen Bereich oberhalb von $0,2\text{ }\mu\text{m}$. SR Adoro und Ceramage heben sich als Extrema ab. Während SR Adoro den niedrigsten Mittenrauwerte erreicht, liegen für Ceramage die höchsten Werte vor. Das *vierstufige Poliersystem Super Snap* vermag den arithmetischen Mittenrauwert unter $0,11\text{ }\mu\text{m}$ zu senken. Es ergibt sich die folgende Reihe mit aufsteigendem R_a -Wert: belleGlass NG, SR Adoro und Cristobal+, dialog, Ceramage und dialog Occlusal und abschließend Vita VM LC. Das letztgenannte Produkt setzt sich mit hoch signifikant höheren R_a -Werten von allen anderen Materialien ab, auch wenn der mittlere R_a -Wert deutlich unterhalb der kritischen Schwelle bleibt. Alle max. Mittenrauwerte liegen ebenfalls deutlich unterhalb der kritischen Schwelle (max. $0,13\text{ }\mu\text{m}$ für Vita VM LC). Allerdings können Super Snaps auf Grund ihrer Form nur für die Glattfläche einer Verblendung genutzt werden, nicht aber für Fissuren und Grübchen.

Im Vergleich aller Poliersysteme besteht die folgende Reihe mit absteigender Polierleistung: Super Snap > Gebr. Brasseler und Compomaster (kelchförmig) > Diagloss > Politip > Polierstraße tool kit > Kunststoffpolierer. Im t-Test zeigt sich für SR Adoro, dass die scheinbar glatte, gegen eine Matriz polymerisierte Oberfläche durch Politur mit Compomaster, Politip und Super Snap noch verbessert werden kann, da der arithmetischen Mittenrauwert hoch signifikant sinkt. Dies gilt ebenso für die Politur von belleGlass NG mit Super Snap. Der R_a für die polierten Oberflächen von Vita VM LC und Cristobal+ bleibt stets hoch signifikant über dem der gegen die Matriz polymerisierten Proben beider Werkstoffe, liegt aber deutlich unterhalb der kritischen Schwelle von $0,2\text{ }\mu\text{m}$. Für dialog und dialog Occlusal trifft dies mit Ausnahme von Diagloss (für beide Schichtmassen) und Super Snap (für dialog) ebenfalls zu. Auf Ceramage kann die Aussage auch übertragen werden, wobei zu betonen ist, dass durch den

Kunststoffpolierer der R_a -Wert über der in der Literatur angegebenen kritischen Schwelle bleibt. Nach Politur von belleGlass NG mit dem Kunststoffpolierer, der Polierstraße tool kit oder mit Politip bleibt der arithmetische Mittenrauwert hoch signifikant höher als auf Oberflächen, die gegen eine Matrize ausgehärtet werden.

5.10 Exogene Verfärbungsneigung

5.10.1 Objektive, metrische Auswertung mittels ShadeEye NCC

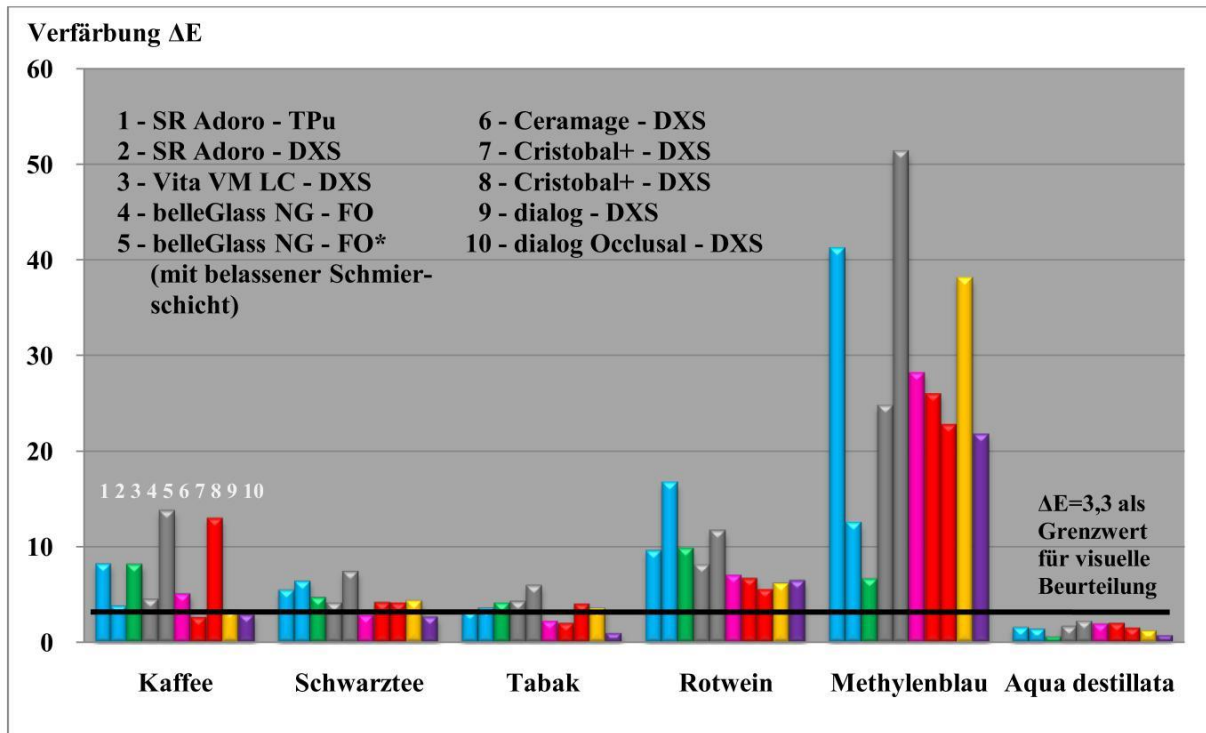


Abb. 28: ΔE -Werte als Maß für den Verfärbungsgrad nach Lagerung für 4 Wochen in färbenden Medien und Aqua destillata

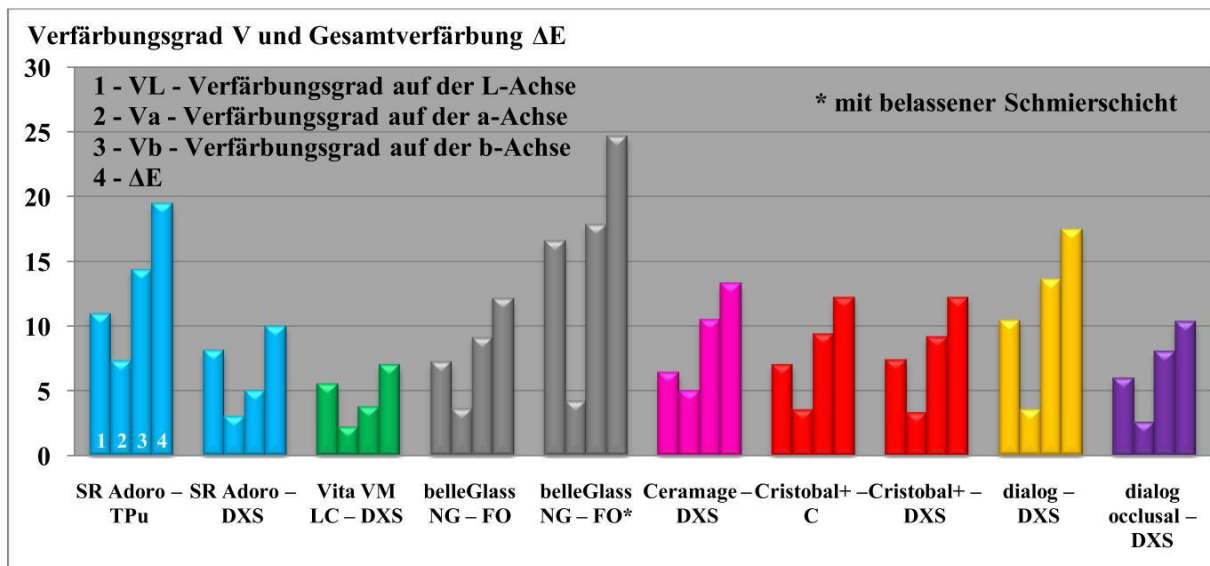


Abb. 29: Verfärbungsgrad V und Gesamtverfärbung ΔE – gemittelt über alle färbenden Medien und Aqua destillata

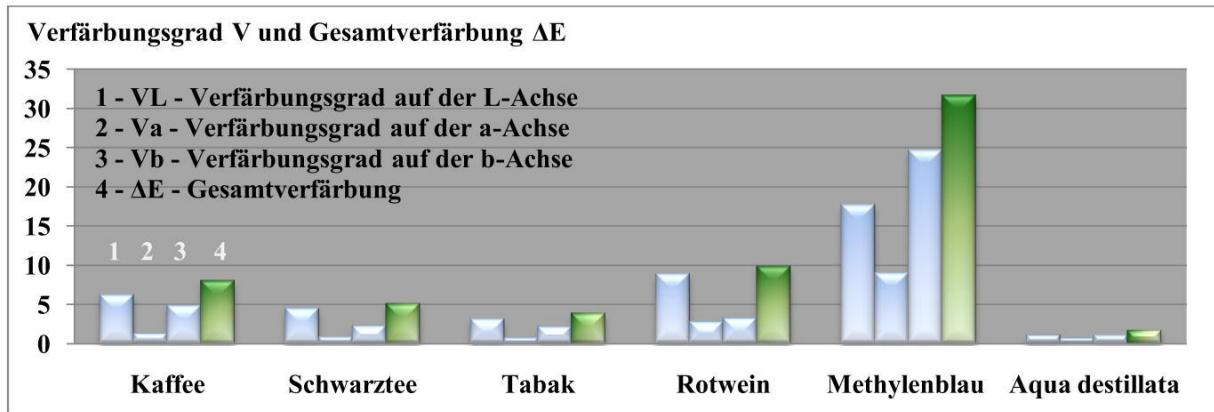


Abb. 30: Verfärbungsgrad V und Gesamtverfärbung ΔE – gemittelt über alle Verblendkomposite

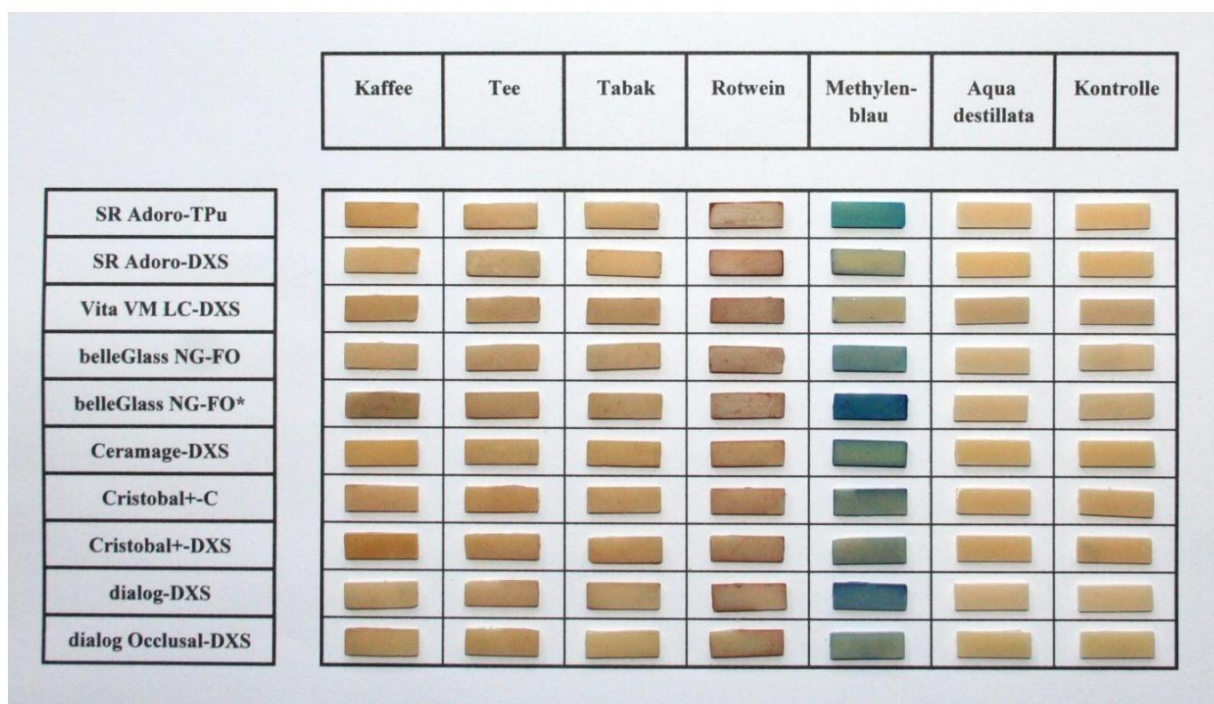


Abb. 31: Verfärbte Prüfkörper nach vierwöchiger Lagerung in färbenden Medien

Abb. 28 bis 31 und Tab. 86 bis 89 stellen die Ergebnisse der Verfärbung dar. Nach vierwöchiger Lagerung der Proben in sechs färbenden Medien können Farbdifferenzen zu den trockenen und dunkel gelagerten Vergleichsproben ermittelt werden, die im Intervall $0,54 < \Delta E < 51,29$ liegen. Wie erwartet zeigte *Aqua destillata* den geringsten Farbeinfluss. Die zehn Proben zeigen eine max. Verfärbung von $\Delta E = 2,2$. Somit ist visuell kein Farbunterschied feststellbar. Der gemittelte Verfärbungsgrad über alle zehn Proben hinweg kann mit $V = 1,63$ angegeben werden. Auf allen drei Farbachsen sind nur sehr geringe Änderungen in jeweils beide Richtungen erfassbar. Der max. Einfluss pro Achsenrichtung beträgt 1,1. Unter allen Färbemedien ist *Aqua destillata* das einzige, welches einen, wenn auch nur sehr geringen, aufhellenden Effekt aufweist. Eine ebenfalls geringe Verfärbungspotenz zeigt auch *Tabak*.

Die im Sud gelagerten Proben werden max. um $\Delta E = 5,93$ verfärbt, der gemittelte Durchschnitt liegt bei $\Delta E = 3,81$, die Verfärbung ist also gerade für das menschliche Auge erfassbar. Der Einfluss betrifft alle drei Achsen, jedoch am meisten Gelb und Schwarz, in gewissen Maßen auch Rot. Ähnliche Ergebnisse weist auch *Schwarztee* auf, der ebenfalls aus getrockneten Pflanzenblättern hergestellt wird. Die Verfärbungspotenz reicht von $\Delta E = 2,64$ bis $\Delta E = 7,36$, im Durchschnitt liegt sie bei $\Delta E = 5,05$. Nur zwei der insgesamt zehn Prüfkörper weisen eine für das menschliche Auge zu niedrige Verfärbung auf, alle anderen Farbdifferenzen können wahrgenommen werden. Der Einfluss auf der b-Achse fällt geringer aus als durch Tabak. SR Adoro, Ceramage, Cristobal+-C und beide dialog-Massen werden durch Schwarztee dunkler als durch Tabak (ΔL mind. 1,0). Ein weiteres Naturprodukt im Färbetest ist *Kaffee*. Dieses verfärbt die Proben durchschnittlich um $\Delta E = 8,00$. Die Einzelwerte liegen in einem Intervall von $2,61 < \Delta E < 13,77$. Der Verfärbungsgrad liegt mit 6,2 für die L-Achse am höchsten, gefolgt von b (4,8) und a (1,2). Kaffee ist das drittstärkste Färbemedium im Bezug auf Verdunklung der Oberfläche (L-Achse). Die Richtungen auf den drei Farbachsen entsprechen denen von Tabak und Schwarztee: -L, +a und +b. Vergleicht man aber die Einzelwerte, so ergeben sich geringe Differenzen bzgl. des Ausmaßes der Verfärbungen: Kaffee hat eine höhere Verdunklungspotenz als Tabak, die Proben werden auch röter und gelber als bei Lagerung in Schwarztee oder Tabak. *Rotwein* ist ebenfalls ein Naturprodukt und macht seinem Namen alle Ehre: unter allen Färbemedien ist es jenes mit dem größten Einfluss auf die a-Achse in Richtung Rot. Am meisten verfärbt sich SR Adoro-DXS, gefolgt von belleGlass NG-FO, Vita VM LC und Ceramage. Den größten Einfluss hat Rotwein aber auf die Helligkeit (L-Achse). Besonders SR Adoro-DXS verdunkelt stark ($\Delta L = -15,5$). Von allen Färbemedien ist es dasjenige mit dem zweitstärksten Einfluss auf die Helligkeit (Verdunklung). Der gemittelte Verfärbungsgrad über alle zehn Verblendwerkstoffe beträgt $V = 9,83$. Die Einzelwerte für die Farbdifferenzen liegen zwischen $5,48 < \Delta E < 16,65$, die Verfärbungen durch Rotwein sind also immer sichtbar. *Methylenblau* verfügt über die stärkste Verfärbungspotenz unter allen färbenden Medien, denn die Auswirkungen sind stets visuell erfassbar. Die Einzelwerte für ΔE liegen in einem sehr großen Intervall: $6,59 < \Delta E < 51,29$. Der gemittelte Verfärbungsgrad V beträgt 31,69 und ist der größte unter allen Färbemedien. Die Beträge aller ΔL -, Δa - und Δb -Werte sind unter allen Farbdifferenzen die höchsten Werte. Den größten Einfluss hat dieses künstliche Färbemittel auf die b-Achse in Richtung Blau, dicht gefolgt von L-Achse in Richtung Schwarz sowie a-Achse Richtung Grün.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass Rotwein und Methylenblau eine so hohe Verfärbungspotenz haben, dass Verfärbungen immer visuell erfassbar sind ($\Delta E > 3,3$), wäh-

rend wie erwartet Aqua destillata nie eine sichtbare Farbänderung hinterlässt. Ob exogene Verfärbungen durch Tabak und Kaffee sowie Schwarztee sichtbar sind, ist werkstoffabhängig. Demnach kann die folgende Reihe mit aufsteigender Färbepotenz resümiert werden: Aqua destillata, Tabak, Schwarztee, Kaffee, Rotwein, Methylenblau. Die Verfärbungsneigung aller Verblendkomposite ergibt die folgende Reihe mit aufsteigender gemittelter Verfärbung: 6,99 = Vita VM LC < SR Adoro-DXS < dialog Occlusal < belleGlass NG-FO < beide Cristobal+-Serien < Ceramag-DXS < dialog < SR Adoro-TPu = 19,46.

Diese betrifft jedoch nur Oberflächen, die gegen eine Matrizie polymerisiert wird und somit keine oberflächliche Schmierschicht aufweisen. Mit belleGlass NG-FO* werden sieben Prüfkörper in gleicher Weise mitgeführt, die bewusst an ihrer Oberfläche eine unpolymersierte Schmierschicht aufweisen. Es ist aus der Literatur bekannt, dass eine solche, ca. 0,1 mm bis 0,15 mm dicke O₂-Inhibitionsschicht zwar den inkrementalen Aufbau einer Verblendung ermöglicht, aber negative Folgen für die Resistenz gegenüber Farbstoffen aufweist (Marxkors et al. 1988). Daher sollte sie auf der letzten Schichtung ausdrücklich verhindert werden. Vergleicht man nun die Ergebnisse beider belleGlass NG-Serien, so können die erwarteten Differenzen nachgewiesen werden. Der Verfärbungsgrad über alle Färbemedien hinweg liegt für belleGlass NG-FO* doppelt so hoch wie für belleGlass NG-FO und ist insgesamt der größte unter allen Verblendkompositen. Die größten Differenzen betreffen die L- und b-Achse, nur in geringem Maße die a-Achse. Eine visuell erfassbare Farbdifferenz zwischen den jeweiligen Proben gab es nur für die drei am stärksten färbenden Medien: Rotwein, Kaffee und Methylenblau, wobei unerwartet Kaffee eine größere Verfärbung auf den belleGlass NG-FO*-Proben hinterlässt als Rotwein.

5.10.2 Subjektive, visuelle Auswertung durch Probanden

Zehn farbtüchtige Probanden werten die 60 Proben (Abb. 31) zusätzlich visuell aus (Tab. 90). Als Schwellenwert wird $\Delta E > 3,3$ festgelegt, sodass bei 42 Proben ein sichtbarer Farbunterschied gefunden werden sollte. Die Testpersonen weisen jedoch bessere visuelle Fähigkeiten auf, denn es werden auch Farbunterschiede unterhalb des Schwellenwertes erkannt (Tab. 91 und 92). Insgesamt werden 53 Differenzen benannt. Alle 42 Proben mit $\Delta E > 3,3$ werden durchgängig von mind. acht Probanden (= 80 %) mit mind. Code 1 bewertet. Ab einem Farbunterschied von $\Delta E = 5,43$ sehen alle Probanden einen Farbunterschied. Sieben der restlichen 18 Proben (ausnahmslos in Aqua destillata gelagert) haben zu geringe Verfärbungen und werden mit Code 0 bewertet. Bei den anderen elf Proben kommt es zu verschiedenen Bewertungen durch die Probanden. Diese Proben wurden hauptsächlich in Schwarztee und Tabak gela-

gert. Diese Erkenntnisse sind deckungsgleich mit den Ergebnissen der digitalen Auswertung. Der individuelle Schwellenwert – bezogen auf die zehn Probanden – liegt im Intervall von $5,06 < \Delta E_1 < 5,43$, wenn alle Probanden den Farbunterschied sehen sollen. Reichen per definitionem bereits 50 % der Probanden aus, so liegt der Schwellenwert bei $2,2 < \Delta E_1 < 2,61$.

5.11 Rasterelektronenmikroskopbilder zur Beurteilung des Materialgefüges

Für die Beurteilung des Materialgefüges werden sowohl Schliffproben als auch Bruchproben im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Ausgewählte Bilder befinden sich im Anhang (Kap. 9.2). Anhand der REM-Bilder der polierten Oberflächen können sehr gut die verschiedenartigen Füllkörperformen sowie deren Verteilung in der organischen Matrix bewerten werden (Abb. 32). Weiterhin erkennbar sind auf den Bruchflächen die herausgerissenen Füllkörper sowie die Löcher, die sie im Material hinterlassen (Abb. 33 und 34).

Im Schliffbild von *SR Adoro* dominieren verschieden große unförmige Füllstoffpartikel, die den Hauptanteil des Werkstoffes bilden. Dies sind spezielle organischen Copolymere, deren Anteil 62,9 Gew.% beträgt. Sie bestehen zu etwa 72 % aus anorganischen Mikrofüllstoffen im Nanometerbereich und einer UDMA-Matrix. Eingebettet sind diese Präpolymere in eine Polymermatrix aus ebenfalls UDMA und aliphatischem Dimethacrylat (16,9 Gew.%). Weiterhin enthält *SR Adoro* hochdisperses Siliziumdioxid als anorganischen Mikrofüllstoff (19,8 Gew.%) mit Partikeln im Nanometerbereich (10 bis 50 nm). Diese sind auf Grund ihrer Größe im REM-Bild nicht zu erkennen. Der Füllstoffgehalt beträgt 80 bis 82 Gew.%, davon 60 - 62 Gew.% anorganisch. Im Bruchbild zeigt sich eine mittelstark aufgeraute Oberfläche.

Im Schliff von *Vita VM LC* sind feine, kleine Bereiche erkennbar, die dunkler gefärbt sind als die Umgebung. Diese Gebiete umfassen die Füllstoffbestandteile, die jedoch keine feste Struktur erkennen lassen und 45 bis 48 Gew.% ausmachen. Eingebettet sind sie in eine organische Matrix aus UMDA (19 bis 21 %), TEGDMA (18 bis 19 %) und Bis-GMA (1 bis 2 %). Im Bruch nach eintägiger Wasserlagerung sind extreme Krater erkennbar, nach 25.000 Temperaturwechsellasten scheint die Oberfläche eine etwas gleichförmigere Rauheit aufzuweisen. Die Schliffbilder von *belleGlass NG* lassen eine homogene Verteilung der drei verschiedenen Füllstoffarten vermuten. Zum einen enthält *belleGlass NG* 25 µm große vorpolymerisierte Füllkörper, sowie 50 nm große Siliziumdioxidpartikel. Umgeben werden sie von einer organischen Matrix aus aliphatischen Dimethacrylaten und UMDA (insges. 78,7 Gew.%). Extreme Vertiefungen oder Erhebungen sind auf der Bruchfläche nicht vorhanden. Die Oberflächenstruktur im Bruch nach eintägiger Wasserlagerung scheint ebener zu sein als nach TLW.

Ceramage zeigt im Schliff eine äußerst homogene Verteilung der keramischen Partikel in Ku-

gelform mit verschiedener Größe (73 Gew.%). Die Durchmesser schwanken zwischen 1 bis 10 μm . Im Bruchbild sind diese Kugeln sehr gut erkennbar: entweder als Kugel selbst oder als halbrunde Vertiefung an den Stellen, an denen sie beim Bruchvorgang in toto herausgerissen wurden. Eingebettet sind diese PFS-Füllstoffe (PFS = progressed fine structured filler) in eine organische Polymermatrix aus UDMA.

Im Schliff von *Cristobal+* kann man eine homogene Verteilung von ganz kleinen Partikeln erkennen, deren Durchmesser kleiner 1 μm betragen mag. Im Bruch sind diese Partikel als unförmige Teilchen zu erkennen. Dabei handelt es sich um Barium-Borosilikat-Glas, das in eine organische Matrix aus Bis-GMA eingelagert ist und einen Anteil von 75 Gew.% bildet. Auf der Bruchfläche gibt es keine extremen Krater oder Erhebungen. Es besteht kein Unterschied in den Oberflächenstrukturen zwischen *Cristobal+-C* und *Cristobal+-DXS*.

Die Schliffbilder von *dialog* zeigen, dass die Dentinmasse von *dialog* verschieden große, unförmige Partikel in Splitterform enthält (75 Gew.%). Diese Füllstoffe weisen eine Länge von ca. 1 bis 50 μm auf. Im Bruch sind herausgebrochene Partikelstellen zu sehen oder die an der Oberfläche lieengebliebenen Partikel. Die Schmelzmasse von *dialog* hingegen zeigt an der Bruchfläche eine scheinbar ebenere Oberflächenstruktur. Die Partikel sind anscheinend kleiner als die der Dentinmasse bei fast gleichbleibendem Anteil an der Gesamtzusammensetzung.

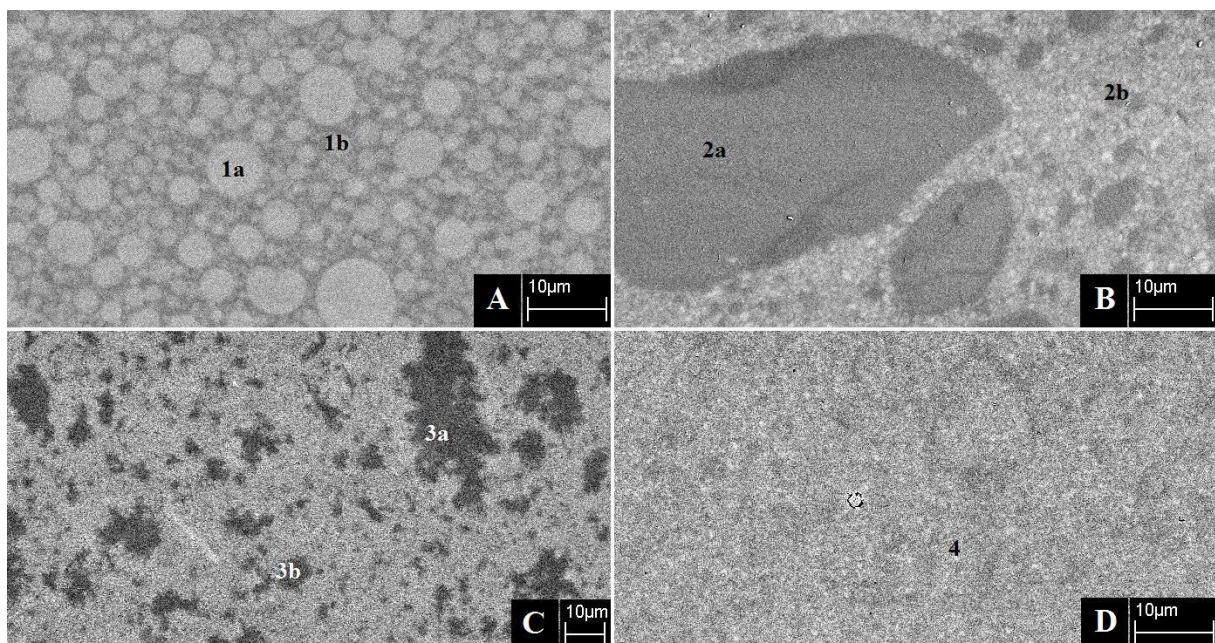


Abb. 32: REM-Aufnahmen der Schliffflächen ausgewählter Verblendkomposite nach 1d 37 °C zur Darstellung der Füllstoffarten und -größen; A = Ceramage, B = dialog, C = Vita VM LC, D = belleGlass NG; 1a+1b = große und kleine kugelförmige Partikel, 2a+2b = große und kleine Partikel aus Vorpolymerisaten, 3a+3b = unförmige Partikel, 4 = sehr kleine Partikel unregelmäßig verteilt

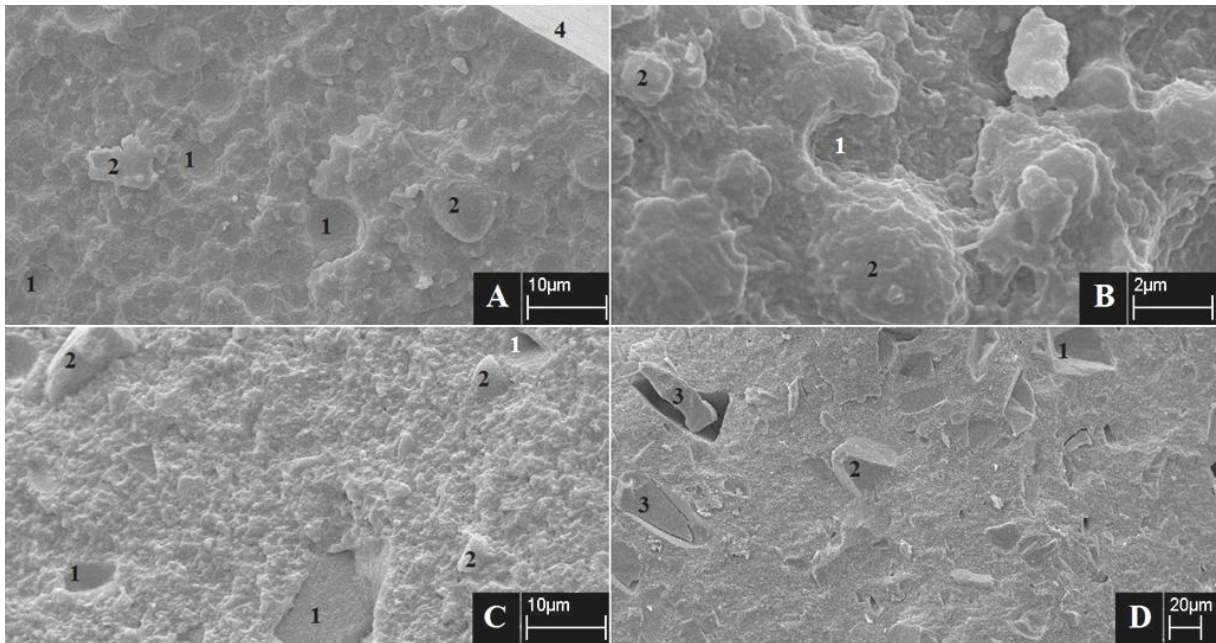


Abb. 33: REM-Aufnahmen zur Darstellung der Bruchflächen ausgewählter Verblendkomposite; A = Ceramage 1d 37 °C, B = Ceramage 25.000 TLW, C = dialog 25.00 TLW, D = dialog 1 d 37 °C; 1 = Hohlraum herausgelöster Füllstoffe, 2 = Füllkörperoberfläche, 3 = herausgebrochene und lieengebliebene Füllkörper, 4 = Prüfkörperperrand

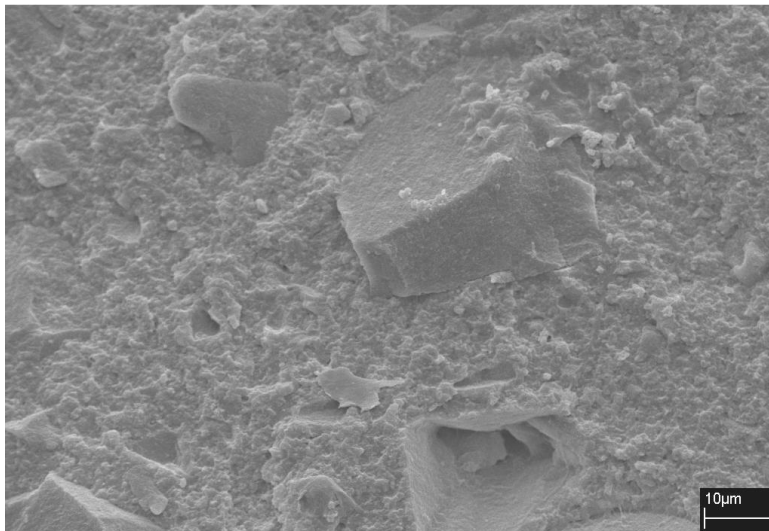


Abb. 34: Füllkörper an Bruchoberfläche, REM-Aufnahme der Bruchfläche von dialog 25.000 TLW

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

6.1.1 Auswahl der Untersuchungsmaterialien

Die Weiterentwicklung der Verblendkomposite geht stetig voran. Um die neuen Produkte untereinander, zu Vorgängerprodukten sowie zu anderen etablierten Verblendkompositen vergleichen zu können, sind werkstoffkundliche und klinische Studien unabdingbar. Diese in-vitro-Studie der sechs Dentin-Schichtmassen der neu erhältlichen Verblendkomposite SR Adoro, Vita VM LC (beide Mikrofüllerkomposite), belleGlass NG, Ceramage, Cristobal+, dialog sowie der Schmelzmasse dialog Occlusal (alle Hybridkomposite) erlaubt diesen Produktvergleich. Obwohl die klinische Seite hierbei nicht untersucht wird und weiteren Untersuchungen vorbehalten bleibt, kann eine Einschätzung über klinische Langzeiterfolge abgeleitet werden. Die Produkte wurden ab dem Jahr 2000 auf den Dentalmarkt gebracht. Cristobal+ wurde Anfang 2009 wieder vom Markt genommen.

6.1.2 Methode der Prüfkörperherstellung

Die älteren Pulver-Flüssigkeit- und Paste-Paste-Komposite wiesen aufgrund der notwendigen manuellen Anmischung eine viel höhere Porosität (Welker 1980a, 1980b, 1981) gegenüber modernen gebrauchsfertigen, von Mikro-Lufteinschlüssen freien Einkomponenten-Pasten auf. Aufgrund der Gefahr der Bläschenbildung ist von zweikomponentigen Kompositen abzuraten. Ausnahmslos jedes untersuchte Komposit lässt sich gut in den Aussparungen kondensieren, es zeigen sich aber bereits erste Unterschiede bei ihrer Verarbeitung. Als ein sehr festes Material bei Raumtemperatur präsentiert sich Cristobal+ in unpolymerisiertem Zustand. Es ist nahezu schnittfest und bedarf eines hohen Druckes, um mit dem Modellierinstrument in Form gebracht zu werden. Vita VM LC hingegen ist das weichste unter allen. Es wird bei erhöhter Raumtemperatur schnell gelartig und bleibt daher am Modellierinstrument kleben. Alle anderen Materialien zeigen ein ähnliches Verhalten bei Raumtemperatur und ermöglichen eine schnelle und zügige Modellation. Die Vergütung wurde so weit wie möglich standardisiert und Prüfkörper, die nach Herstellung Blasen aufwiesen, verworfen. Trotzdem können Mikroporositäten sowohl beim industriellen Befüllen der Materialspritzen als auch beim Einfüllen und Kondensieren in die Form entstanden sein.

Um eine ausreichende Polymerisationstiefe und Aushärtung zu sichern, werden die Prüfkörper nach der ersten Polymerisation aus der Form genommen und erneut von der anderen Seite belichtet. Durch das manuelle Entfernen der Pressfahnen kommt es zu geringen Abweichungen der Prüfkörperkanten. Beim Bestücken des Abrasionsrades werden pro Rad stets drei ver-

schiedene Verblendmaterialien plus Vergleichsprobe kombiniert. Werden SR Adoro, belleGlass NG oder Cristobal+ mitgeführt, wird das Rad mit diesem Werkstoff zuerst bestückt und final im systemeigenen Ofen vergütet. Erst danach werden nach und nach die restlichen Kammern mit den beiden anderen Kompositen bestückt, die nur im Dentacolor XS ausgehärtet werden. Somit werden die zuerst eingebrachten Verblendkomposite auch noch zusätzlich mit Licht im Dentacolor XS bestrahlt. Für SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ werden ergänzend Prüfkörperserien mitgeführt, die nur im Dentacolor XS polymerisiert werden. An entsprechender Stelle werden die Abweichungen beider Ergebnisserien angesprochen, als deren Ursache mangelnde Hitze oder Druck während des Polymerisationsvorganges zu nennen sind, denn es ist nachgewiesen, dass eine Vakuum- bzw. Stickstoffatmosphäre während der Polymerisation (Peutzfeldt und Asmussen 2000) und eine zusätzliche Wärmebehandlung zwischen 90 und 140 °C (Cook und Johansson 1987, Wendt 1987, Asmussen und Peutzfeldt 1990, Freiberg und Ferracane 1998, Knobloch et al. 1999, Peutzfeldt und Asmussen 2000, Tanoue et al. 2000) die Polymerisationsrate erhöhen. Auch die Nachhärtung mit doppelter Lichtdosis ist zur Verbesserung der Materialeigenschaften bekannt (Yamaga et al. 1995). Während der Messung der Polymerisationsschrumpfung wird einheitlich mit der Handlampe Elipar TriLight (3M ESPE) belichtet. Applikationen von Wärme, Druck oder eines Schutzgases bleiben aus. Dies könnte besonders für die Ergebnisse von SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ eine Rolle spielen.

Die Handhabung der einzelnen Verbundsysteme (Primer- und Opakermasse) ist kritisch zu bewerten, da mögliche Fehlerquellen in der Dosierung bestehen. Bei Vita VM LC müssen für das Bonding 0,02 g Pulver mit 0,2 ml Bond Liquid vermischt werden. Die Abschätzung der genauen Mengen ist sehr schwierig und kann sogar bei dem gleichen Anwender variieren (Welker 1980a). Für den Opaker müssen Pulver und Flüssigkeit in gleichen Teilen angerührt werden. Auch hierbei ist eine genaue Dosierung äußerst schwierig. Die durchschnittliche Streuung der Ergebnisse spricht für eine gleichbleibende Dosierung innerhalb dieser Reihe, was dadurch erreicht wird, dass für jede Serie anfangs die gesamte Menge Opaker angerührt und dann auf die einzelnen Metallplättchen verteilt wird. Die gleiche Problematik in der Dosierung eröffnet sich auch bei Cristobal+. Für die erste Opakerschicht soll Pulver und Flüssigkeit in einem Verhältnis von 1 : 50 (2 % : 98 %) angerührt werden, indem der zuvor in Pulver eingetauchte Löffel in ein Dappenglas getaucht wird, in dem vorab drei Tropfen Flüssigkeit appliziert werden. Für die zweite Opakerschicht müssen Pulver und Flüssigkeit im Verhältnis 1 : 1 angemischt werden, dies entspricht ein Löffel Pulver zu vier Tropfen Flüssigkeit. Auch hierbei spricht die durchschnittliche Streuung für ein gleichbleibendes Mischungsverhältnis.

Bei der Beschichtung von belleGlass NG hingegen ist lediglich darauf zu achten, dass zwei gleichmäßige Schichten aufgebracht werden. Bei SR Adoro, Ceramage und dialog lagen sowohl Primer als auch Opaker gebrauchsfertig vor, sodass Fehler durch individuelles Anmischen ausgeschlossen werden können. Wichtig ist auch ein zügiges Arbeiten. Die Gebrauchsanweisung für Cristobal+ fordert nach dem Abstrahlen die Reinigung mit einem Dampfstrahl und das Aufbringen des Cristobal+ Metal Primer binnen 3 min. Liegen Ab- und Dampfstrahlgerät sowie Arbeitsplatz weit voneinander entfernt, kann die positive Ladung auf der Metalloberfläche bis zum Auftragen des Primers wieder verloren gehen.

Probandenabhängige, individuelle Schwankungen bei der Politur (Anpressdruck, Dauer) sind in dieser Arbeit als gering einzuschätzen, da alle Versuche pro Poliersystem immer von einer Person nach gleichem Regime innerhalb weniger Minuten durchgeführt werden.

6.1.3 Methode der Messung

Die vorliegende Studie charakterisiert diese neueren Verblendkomposite anhand physikalisch-mechanischer Eigenschaften und anderer werkstoffkundlicher Kenndaten. Werden festgelegte, standardisierte Normen eingehalten, sind direkte Vergleiche mit anderen Studien möglich. Andernfalls sollte ein Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren eher kritisch erfolgen.

In-vitro-Daten ersetzen keine klinischen Studien. Sie sind zur endgültigen Absicherung der neuen Materialien unabdingbar, da der Werkstoff intraoral auf komplexe Belastungen trifft, die unter Laborbedingungen schwer zu simulieren sind. Die schnelle Markteinführung und große Anzahl neuer Materialien überfordert aber die Möglichkeiten eines direkten Vergleiches in klinischen Studien. Vor der klinischen Anwendung neuer Materialien muss anhand von in-vitro-Daten beurteilt werden, ob es sinnvoll ist, klinische Studien durchzuführen.

Die Ermittlung der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls ist zwar relativ einfach, birgt jedoch die Gefahr falsche Werte zu ermitteln. Die vertikale Ausrichtung des Prüfkörpers kann nur visuell eingeschätzt und manuell geändert werden. Ist der Prüfkörper jedoch nicht korrekt zu beiden Stützen ausgerichtet, ergibt sich eine größere Prüfkörperlänge, die zu falsch positiv höheren Werten führt. Falsch negativ niedrige Werte werden aufgrund von makroskopisch nicht sichtbaren Fehlern wie winzigen Kantendefekten (Oberflächenfehler) sowie Mikroporositäten (Volumenfehler) verursacht, denn die Porosität eines Komposits steht im engem Zusammenhang zum Elastizitätsmodul (Viohl 1985), was bes. bei den älteren Pulver-Flüssigkeit- und Paste-Paste-Komposite aufgrund ihrer Notwendigkeit einer manuellen Anmischung (Welker 1980a, 1980b und 1981) gegenüber gebrauchsfertigen, von Mikro-Lufteinschlüssen freien Einkomponenten-Pasten ins Gewicht fiel.

Da zur Ermittlung der Druckfestigkeit methodisch bedingt sehr kleine Prüfkörper verwendet werden, fallen Volumenfehler sehr stark ins Gewicht, sodass die Streuung der Fehlergröße direkt zur Streuung der Druckfestigkeitswerte führt. Weiterhin muss erwähnt werden, dass die Prüfkörper nicht immer ganz genau senkrecht auf dem Untergrund stehen. Begründet liegt dies im Befüllen der Teflonform. Am Boden der Teflonform pressen sich kleine Pressfahnen zwischen Form und Klarsichtfolie heraus, während von oben mittels Zylinderstopfer das Komposit in der Aussparung verdichtet wird. Anschließend wird auch oben mittels Klarsichtfolie eine glatte Oberfläche erreicht, die jedoch nicht immer ganz genau rechtwinklig zur Aussparung verläuft, was jedoch in diesem Moment nicht einsehbar ist. Nach Vergütung der Proben werden alle schief stehenden Prüfkörper mittels Sandpapier nach visuellem Ermessen begradigt. Verbleiben minimale Abweichungen von der Senkrechten können diese auch zum hohen Grad der Streuung führen.

In unabhängigen Studien ist mehrfach belegt worden, dass die Rangordnung der Komposite abhängig vom verwendeten Simulator ist (Kunzelmann 1996b, Hu et al. 2002, Zappini 2004). Gegenwärtig werden für den Abrasionsversuch acht verschiedene Kausimulatoren eingesetzt (Zappini 2004), keiner von ihnen kann jedoch das tatsächlich multifaktorielle klinische Verhalten widerspiegeln. Weiterhin korrelieren die Ergebnisse aus verschiedenen Kausimulatoren nicht miteinander. Sinnvoll ist daher, die Werkstoffe in zwei oder mehreren Kausimulatoren zu untersuchen, um eine größere Relevanz für das tatsächliche klinische Verhalten zu erhalten (Zappini 2004). Weiterhin ist beim Vergleich verschiedener Studien stets auf das verwendete Referenzmaterials zu achten.

ISO 10477 schreibt zur Ermittlung der Scherhaftfestigkeit lediglich vor, dass die mit dem Prüfzylinder bedeckte Fläche in die Berechnung eingeht. Die Fläche, die der Opaker abdeckt, ist jedoch deutlich größer als die, die der Kompositzylinder abdeckt (Abb. 7). Da aber auch Opakeranteile abplatzen, die nicht vom Zylinder abgedeckt sind, spiegeln die Ergebnisse zu hohe Werte wider (Hermes 2008). Die tatsächliche abgescherte Fläche bleibt in dieser Studie unberücksichtigt. Weiterhin muss kritisiert werden, dass der Scherversuch bisher nur mit ungenormten Stempeln durchgeführt wird (Hermes 2008), sodass verschiedene Studien nur bedingt verglichen werden können, sofern sie nicht an ein und demselben Gerät durchgeführt worden sind.

Ein Komposit gilt nur dann als polierbar, wenn es auf schmelzähnlichen Glanz poliert werden kann. Dabei ist Glanz lediglich das subjektive, optische Erscheinungsbild. Daher ist für einen Werkstoffvergleich eine objektive Messung mittels Messgerät unabdingbar (Rzanny et al. 2003b).

Bei der Untersuchung der Politurfähigkeit und der exogenen Verfärbungsneigung muss kritisiert werden, dass Dentinschichtmassen poliert bzw. verfärbt werden. In der Praxis sind diese i.d.R. von Schmelzmassen bedeckt. Die vergleichende Bewertung der Poliersysteme und der exogenen Verfärbungsneigung ist trotzdem möglich.

Weiterhin herrschen für die Politur in vitro überdies optimale Bedingungen, da sie auf planen Oberflächen ausgeübt wird. Den Nachweis, dass ähnliche Rauheitswerte auch auf konkaven und konvexen Oberflächen sowie auf anatomisch bedingt schwer zugänglichen Bereichen erreicht werden können, müssen ebenfalls klinische Studien erbringen. So können beispielsweise Super Snap-Scheiben aufgrund ihrer geometrischen Form nicht zur Politur von Fissuren herangezogen werden, sondern nur für Glattoflächen. Okklusale Reliefs hingegen sollten durch zugespitzte bzw. zuspitzbare Polierer poliert werden.

6.1.4 Lagermedium

Aus Gründen der besseren Reproduzierbarkeit wird destilliertes Wasser statt des komplex zusammengesetzten und mikrobiell besiedelten Speichels verwendet. Diese Art der Lagerung hat sich bewährt und ist in vielen anderen Studien beschrieben worden (Viohl und Gerhardt 1975, Kollmannsperger 1978, Chung und Greener 1990, Frenzel und Viohl 1994, Kim et al. 1994, Ilie et al. 2003, Weeber 2004). Viohl und Gerhardt (1975) beschrieben, dass die wesentliche Wassermenge, meistens fast 75 % der Gesamtmenge, in den ersten 24 Stunden aufgenommen wird. Diese Einschätzung bestätigt die Norm, wonach die Biegefestigkeit nach 24 Stunden gemessen wird. Da Speichel zu 99 % aus Wasser besteht (Hellwig et al. 2003b) kann Wasser mit einem pH-Wert von 7 als adäquater Speichelersatz eingesetzt werden. Der pH-Wert des Speichels variiert zwischen 6,5 bis 6,9 und steigt bei Stimulation auf Werte bis 7,5 an (Hellwig et al. 2003b). Bei Nahrungsaufnahme kommt es ebenfalls zu einer spezifischen Änderung des pH-Wertes, die bei der Lagerung in Wasser unberücksichtigt bleibt. Änderungen des pH-Wertes können den Alterungsprozess beschleunigen. Es existieren vielerlei Beschreibungen von künstlichem Speichel, jedoch keine einheitliche Meinung darüber, welche Zusammensetzung die passendste Lösung darstellt.

6.1.5 Künstliche Alterung mittels Temperaturlastwechsel

Um Alterungsprozesse künstlich herbeizuführen, werden die Prüfkörper einem Temperaturwechselbad von 25.000 Zyklen zwischen +5 und +55 °C unterzogen, welches Gewohnheiten der Nahrungsaufnahme simulieren soll. Einige Autoren beschrieben für Composite eine solche beschleunigte Alterung (Soltész et al. 1984, Hannig et al. 1994, Rzanny et al. 1995, Haller

und Jacob 1998, Manhart et al. 1999). Bei der Nahrungsaufnahme werden in der Mundhöhle unterschiedliche Temperaturen erreicht. In der Literatur findet man dazu verschiedene Angaben. Spierings et al. (1987) beschreiben Temperaturen zwischen 14 und 56 °C, Pfeiffer und Marx (1989) erweitern das Intervall auf -2 bis etwa 80 °C und Palmer et al. (1992) liegen mit Angaben von 0 bis 67 °C innerhalb dieser Spanne. Die daraus folgenden Wechselbelastungen wie Expansion und Kontraktion wirken besonders auf die Grenzflächen zwischen Verblendkomposit und Metallgerüst sowie zwischen Matrix und Füllstoff. Aufgrund unterschiedlicher thermischer Ausdehnungskoeffizienten von Matrix und Füllstoff kann es zu Spannungen und zum Herauslösen von Füllstoffen an der Oberfläche kommen. Resultierende Spannungen führen zu Riss- und Spaltbildungen innerhalb der Verblendung oder in Grenzschichten. Die Alterung von Kompositmaterialien unterliegt einer Reihe von verschiedenen Faktoren. Dazu zählen Farbveränderungen aufgrund von chemischen Reaktionen der tertiären Amin-Akzeleratoren (Powers und Fan 1980, Uchida et al. 1998), zunehmende Oberflächenhärte durch Nachpolymerisation (Ferracane und Condon 1992) und/oder Füllstoffbewegung sowie Veränderungen der oberflächlichen Kompositzusammensetzung. Eine XPS-Analyse entsprechender Kompositproben erbrachte den Hinweis, dass Oberflächen der Ausgangsmaterialien überwiegend anorganische Verbindungen aufweisen, während sich nach dem Alterungsprozess die atomaren C/O- und C/Si-Verhältnisse um mind. das Dreifache erhöhten (Schulze et al. 2003). Daher ist seit Einführung von Kompositmaterialien dem Alterungsprozess dieser Werkstoffe immer eine besondere Aufmerksamkeit geschenkt worden (Craig 1979, Dietschi et al. 1994, Eldiwany et al. 1995). Leider steht eine Äquivalenzberechnung für die Übertragung auf die oralen Verhältnisse noch aus (Göbel und Welker 1996). Daher gelten die Messwerte nur für die vergleichende Bewertung der Produkte untereinander.

6.1.6 Auswahl Färbemedien

Die verwendeten Färbemedien werden in Anlehnung an Raecke (1979), Joachim (1991) sowie Um und Ruyter (1991) gewählt und nach deren Rezepturangaben hergestellt. In der Literatur ist eine Vielzahl von weiteren Färbemedien beschrieben worden. Zu diesen zählen u.a. Farblösungen (Satou et al. 1989), Cola (enthielt früher Zitronensäure, heute eher ortho-Phosphorsäure (E 338)), Frucht- und Obstsaften, Sesamöl, Curcumin und andere in Lebensmitteln vorkommende Substanzen, aber auch Chlorhexidin, (per-)oral einzunehmende Medikamente, Zigarettenrauch und UV-Strahlung wurde bereits berichtet (Chung und Ruyter 1991, Manhart et al. 1998, Rosentritt und Lang 1998, Stober et al. 2001). Auch Speichel ist in gewisser Weise für Verfärbungen von Verblendkunststoffen verantwortlich (Khokhar et al.

1991). Jedoch ist es schwierig, eine verbindliche in-vitro-Versuchsreihe vorzuschlagen (Viohl 1985). Engel (2003) untersuchte neben hydrophilen auch lipophile Testsubstanzen, wobei keine grundlegenden Unterschiede zu erkennen waren.

In vorliegenden Studien schwankt die Inkubationszeit stark. Während Manhart et al. (1998) die Proben nur sieben Tage der Verfärbung aussetzen, belassen Engel (2003) und Staufenberg (2005) die Proben vier Wochen, Stober et al. (2001) sogar acht Wochen. Die Temperaturen während der Lagerung differieren ebenfalls studienabhängig.

Orale Hygienemaßnahmen und Verdünnung der färbenden Medien durch Speichel lassen den Effekt der Verfärbung besonders an den Glattflächen der verblendeten Restaurationen erst viel später auftreten als auf den Prüfkörpern im Test, die einer Dauerinkubation ausgesetzt sind (Luce und Campbell 1988). Ergänzend kann die mechanische Reinigung durch Zunge und Wangen aufgeführt werden.

Der färbende Faktor im *Rotwein* sind die Tannine, natürlich vorkommende Polyphenole. Sie dienen den Weintrauben als Abwehr gegenüber Pflanzenfressern. Bei Lagerung im nicht weingrünen Barrique können sie ebenfalls vom Eichenholz in die Maische übertreten. Es sind bis zu 30 verschiedene Tannine bekannt, wobei eher die Menge als die Art eine Rolle für die Verfärbung spielt. Im Laufe der Reifung polymerisieren sie mit Anthocyanen (wasserlösliche Pflanzenfarbstoffen) zu langkettigen Molekülen. Ob Barrique-gelagerte Rotweine eine höhere Färbepotenz aufweisen und ob sich die Verfärbungstendenz ändert, wenn aus Rotwein über die Testzeit infolge von (ungewollter) Fermentation Rotweinessig wird, müssen ergänzenden Studien zeigen. Ist dies Fakt, so muss in der noch zu postulierenden Norm sowohl die Rotweinauswahl festgehalten werden als auch ein Vorschlag zur Sicherung, dass während des Färbeversuchs Rotwein auch Rotwein bleibt.

Tabak hingegen besteht aus getrockneten, kurierten und gerebelten Tabak-Blättern (Rauchkraut) der Tabakpflanze (*Nicotiana*) und wird als Rollltabak für Zigaretten, Zigarillos und Zigarren, als Pfeifentabak und als Shisha-Tabak angeboten. Weniger verbreitet in Deutschland ist der Konsum in Form von Smokeless Tobacco, Snus, Kau- und Schnupftabak. Die in den geernteten Tabakblättern enthaltenen Farbstoffe durchlaufen während der Trocknung infolge von Gärungsprozessen eine Fermentation. Dabei zerfallen die verschiedenen Chlorophyll-Farbstoffe und die additiven Farbstoffe wie Carotinoide (Carotine, Xanthophylle) werden sichtbar (rötlich bis gelb). Je nach Darreichungsform können bis zu 10 % Zusatzstoffe hinzugefügt werden (Verordnung über Tabakerzeugnisse 2008). Zu den Zusätzen mit Verfärbungspotenz gehören (getrocknete) Früchte, Fruchtpülpe, (konzentrierter) -saft, -sirup, Gewürze, Kaffee, Tee, teeähnliche Erzeugnisse und Tannin. Da die einzelnen Tabakerzeugnisse ver-

schiedene Zusammensetzungen aufweisen, ist es sinnvoll für die noch folgende Norm einen (eventuell konstruierten) Tabak festzulegen, dessen Inhaltsstoffe genau festgelegt sind, da bisher nicht bekannt ist, inwieweit diese verschiedenen Zusätze einen Einfluss auf die Verfärbungspotenz nehmen. Zigarettenpapier sowie Deckblatt, Tabakfolie, Kunstumblatt, Filterbelagpapier der Zigaretten u.ä. dürfen ebenfalls Farbstoffe enthalten. Es ist denkbar, dass auch diese Farbstoffe klinisch zur Gesamtverfärbung der Komposite beitragen. Welchen Einfluss sie generell auf Komposite nehmen, müssen weitere Studien untersuchen. Weiterhin bestehen Unterschiede in der Zusammensetzung zwischen frischem Tabak, Tabakrauch und verbranntem Tabak. Auch die Chemie des Tabakrauches ist nach Falbe und Regitz (1995) differenziert zu sehen, je nach Luftströmung, in der der Tabakrauch entsteht. Für den Haupt- und Nebenstromrauch wird zwischen sechs verschiedenen Strömungen mit unterschiedlicher Zusammensetzung unterschieden. Da der Verfärbetest der vorliegenden Arbeit mit handelsüblichem Rollltabak, aufgebrüht mit Leitungswasser, durchgeführt wird, ist fraglich, inwieweit diese Ergebnisse eine Übertragbarkeit auf klinische Verhältnisse erlauben.

Bis heute ist Tee nach Wasser das meist konsumierte Getränk der Welt (Koolman et al. 1998). Laut einer Statistik verbraucht ein Deutscher jährlich nur 270 gr Tee, wobei große regionale und geschlechtsbezogene Schwankungen, verschiedene Trinktemperaturen und Rezepturen zu verzeichnen sind (Hoffmann 2009). Grüner Tee wird in gleichen Maßen getrunken wie Schwarztee. Weiterhin sind auch Kräuter- und Früchtetees sowie neuere Sorten wie Rooibos-, Oolong-, Puerh-Tee, gelber und weißer Tee erhältlich. Mit zunehmendem Alter steigt sowohl der Teekonsum als auch die Indikationswahrscheinlichkeit für Verblendkomposite. Für die Gewinnung von Tee stehen verschiedene Pflanzenarten zur Verfügung, wobei grüner und schwarzer Tee von derselben Pflanze gewonnen wird, lediglich die Verarbeitung (Fermentation) ist verschieden. Je nach Alter, Herkunft, Behandlung und Verarbeitung der Teeblätter bewegt sich ihre Zusammensetzung - wie bei allen Naturprodukten - in weiten Grenzen. Es ist denkbar, dass die Temperatur des Wassers zum Zeitpunkt des Aufgusses (schwankt sortenabhängig zwischen 60 und 100 °C), die Aufgussart (hierzulande meist englischer Aufguss), die Anzahl der Aufgüsse (sortenabhängig bis zu vier Mal möglich), die Ziehzeit (sortenabhängig zwischen 20 s und 5 min), die Trinktemperatur (heiß oder kalt) sowie mögliche Zusätze (im Tee bereits enthalten oder nachträglich hinzugefügt wie Kandiszucker, Milch, Honig oder Zitronensaft) einen großen Einfluss auf das Verfärbungspotenzial eines Tees nehmen. Während im asiatischen Raum der erste Aufguss (meist mit wenig Wasser) verworfen wird, ist dieser Brauch in Deutschland nicht weit verbreitet. Daher können für die noch zu postulierenden Normen folgende Forderungen gestellt werden: Die Wahl der zu verwendenden Teeart

sollte sich nach dem höchsten pro-Kopf-Verbrauch in Deutschland richten und einer bestimmte Sorte aus einem bestimmten Erntegebiet zugeordnet werden. Weiterhin sollte der Tee möglichst pur verwendet werden, um jahrgangsbedingte Schwankungen der Zusatzstoffe zu vermeiden. Die Rezeptur zur Herstellung der Färbelösung sollte sich nach den deutschen durchschnittlichen Gewohnheiten richten und diese imitieren. Die vorliegenden Ergebnisse werden mit losem Schwarztee ermittelt. Zu den färbenden Substanzen zählen vor allem die Pigmente des Chlorophylls sowie zahlreiche Carotinoide.

Ebenso gibt es bzgl. des *Kaffeekonsums* regionale Schwankungen. Im Jahr 2006 konsumierte jeder Deutsche durchschnittlich 3,1 Tassen Kaffee am Tag. Die genaue Menge pro Tasse wurde in der Studie nicht weiter untersucht. Zwischen den verschiedenen Kaffeeherstellern variieren Röstgrad (bedingt durch Rösttemperatur und -dauer) und Mahlgrad. Je nach Vorlieben kann der Kunde auch durch die Aufbrühart die Endqualität bestimmen.

Neben *Aqua destillata*, Tabak, Schwarztee, Kaffee und Rotwein wird auch die Färbelösung *Methylenblau* hinzugezogen. Diese hat für den klinischen Gebrauch keinerlei Bedeutung und dient aufgrund der sehr starken Verfärbungspotenz der Simulation von extremen Bedingungen.

Alle Färbemittel werden bei 37 °C getestet. Für nicht alle Färbemedien trifft dies in klinischen Situationen zu. Rotwein wird meist mit einer Trinktemperatur von 12 bis 18 °C serviert und kann je nach Verweildauer im Mund bis auf Körpertemperatur (37 °C) erwärmt werden. Tee und Kaffee werden überwiegend als Heißgetränke genossen, deren Temperatur deutlich über 37 °C liegt. Eigenen Untersuchungen zufolge kann die Temperatur mit 50 bis 60 °C angenommen werden. Ein Absinken auf Körpertemperatur ist aufgrund der kurzen oralen Verweildauer nahezu unmöglich. Auch Tabakrauch zeigt eine höhere Temperatur. Inwieweit eine niedrigere oder höhere Temperatur des Färbemediums eine veränderte Verfärbungspotenz auslöst, müssen additive Untersuchungen zeigen. Chung und Ruyter (1991) haben ihre Untersuchungen zur Verfärbung durch Schwarztee und Kaffee bei 50 °C durchgeführt. Dies kommt der klinischen Wirklichkeit nahe, sollte aber nicht bei Rotwein o.ä. angewandt werden, um die klinische Relevanz zu wahren.

Kritisch gesehen werden muss auch, dass das Färbemedium während der Testzeit nicht erneuert wird. Zusätzliche Studien müssten hierzu den Beweis liefern, dass stets neu angesetzte Färbemedien (bes. bei (Schwarz-)Tee, Kaffee und Tabaksud) eine höhere Verfärbungstendenz aufweisen als einmalig angesetzte.

Bemerkt sei auch, dass Restaurationen nicht nur aus Verblendkomposit bestehen können, sondern auch aus anderen, sich verfärbenden Materialien. Bei teleskopierendem Zahnersatz

sind dies die Kunststoffzähne sowie der Prothesenbasiskunststoff. Auch ihre Verfärbungstendenz muss stets beachtet werden.

Vergleiche zwischen Kompositen von verschiedenen Herstellern leiden derzeit etwas unter dem Problem, dass die einzelnen Zahnfarben trotz Namensgleichheit von Hersteller zu Hersteller etwas differieren. Da sich fünf deutsche Dentalfirmen (sie decken 50 % des Marktes der Zahnersatzstoffe ab) zusammengeschlossen haben und nach dreijähriger Entwicklungsarbeit Ende Januar 2007 einen neuen, einheitlichen Farbring (A-D Shade Guide - 16 Farben und vier Bleach-Farben) präsentierten, ist es denkbar, dass dies in Zukunft möglich ist, da die prognostizierte dreijährige Umstellungszeit (JP 2007, SP 2007, Anonymus 2007) als abgeschlossen zu werten ist.

6.2 Ergebnisse

Es ist bereits bekannt, dass es gute Korrelationen zwischen einzelnen Festigkeitsparametern gibt (Rzanny et al. 1995, Ludwig 1997). Der Einfluss der Matrix der Verblendkomposite ist wesentlich geringer als der Einfluss der Füllkörper. Die Matrix bestimmt vorrangig Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul (Asmussen und Peutzfeldt 1998), Konversionsrate (Ilie et al. 2005), Wasseraufnahme sowie Polymerisationsschrumpfung (Roulet 1987, Davidson und Feilzer 1996, Labella et al. 1998). Anteil, Größe und Verteilung der anorganischen Füllstoffpartikel beeinflussen hingegen entscheidend die mechanischen Eigenschaften. So zieht beispielsweise eine Erhöhung des Füllstoffanteils bessere mechanische Eigenschaften nach sich, weil die Druckfestigkeit steigt und die Biegefestigkeit sinkt. Einen Beweis, welcher Inhaltsstoff in welchem Umfang für die Beeinflussung von Materialeigenschaften verantwortlich ist, kann nur mittels experimenteller Komposite durchgeführt werden. Betont sei an dieser Stelle auch, dass Materialeigenschaften nicht isoliert, sondern nur im Kontext mit anderen Eigenschaften bewertet werden können. Es ist z.B. unerlässlich, die Biegefestigkeit in Beziehung zum Elastizitätsmodul als Maß für die Steifheit eines Materials zu setzen. Für die Korrelationsberechnungen bzgl. Füllstoffmenge wird für Vita VM LC mit einem Durchschnittswert von 46,5 Gew.% gerechnet, da der Hersteller Schwankungen zwischen 45 und 48 Gew.% angibt. Der Füllstoffanteil für Cristobal+ wird vom Hersteller mit > 70 Gew.% angegeben. Da genauere Angaben nicht publiziert werden, wird mit 70 Gew.% gearbeitet.

6.2.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Die Biegefestigkeit sollte nur im Zusammenhang mit der Steifigkeit eines Materials bewertet werden. Auskunft darüber gibt der Elastizitätsmodul - je höher der Wert, desto steifer das Ma-

terial. In diversen Studien (Asmussen und Peutzfeldt 1998, Braem et al. 1989, Ilie et al. 2005) konnte anhand experimenteller Komposite nachgewiesen werden, dass beide Parameter maßgeblich von der Zusammensetzung der organischen Matrix beeinflusst werden.

6.2.1.1 Biegefestigkeit

Die zur Reduktion der Frakturgefahr geforderte Biegefestigkeit von mind. 120 MPa (Touati et al. 2001) wird nach eintägiger Wasserlagerung lediglich von den Hybridkompositen Cera-mage, Cristobal+ (beide Serien) und dialog Occlusal erreicht, nach künstlicher Stressung jedoch von keinem der Verblendkomposite mehr. Auch die in der ISO 4049 (Deutsches Institut für Normung 2001) geforderten 100 MPa Biegefestigkeit für Komposite für okklusale Verblendflächen nach eintägiger Lagerung erreichen nicht alle Materialien. SR Adoro verfehlt diese Forderung um 3 (TPu) bzw. 1 MPa (DXS) ganz knapp, ebenso belleGlass NG (4 MPa). Sofern das verwendete Verbundverfahren funktionstüchtig ist, führt eine hohe Biegefestigkeit zu hohen Scherfestigkeiten (Rzanny et al. 2003b). Nach eintägiger Wasserlagerung liegen die Biegefestigkeiten über 95 MPa, nach Thermozyklierung über 37 MPa und nach Wassersättigung über 65 MPa. Es bestätigt sich, dass die Hybridkomposite gegenüber den beiden Mikro-füllerkompositen SR Adoro und Vita VM LC höhere Biegefestigkeiten aufweisen (Ilie et al. 2005), wobei auch unter den Hybridkompositen große Unterschiede bestehen. belleGlass NG und dialog weisen teilweise hoch signifikant niedrigere Werte gegenüber den anderen Hybridkompositen auf. Zu jedem Zeitpunkt verfügt Cristobal+ über die höchste Biegefestigkeit, belleGlass NG über die niedrigste. Die Ergebnisse von Cristobal+ bestätigen Untersuchungen (Asmussen und Peutzfeldt 1990, Peutzfeldt und Asmussen 2000), wonach Applikation von Wärme im Verlauf des Härtungsprozesses sich durch eine erhöhte Polymerisationsrate positiv auf die mechanischen Eigenschaften auswirken. Auch Cook und Johansson (1987) sowie Wendt (1987) kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Mittlerweile haben verschiedene Autoren berichtet, dass durch eine zusätzliche Erhitzung Doppelbindungen aufgebrochen und weitere Polymerisationsreaktionen ausgelöst werden können, die eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften wie Härte, Abrasion und Wasserresistenz bewirken (Freiberg und Ferracane 1998, Knobloch et al. 1999, Tanoue et al. 2000). Ein höherer Vernetzungsgrad kann auch durch Druckapplikation erreicht werden. Dies zeigen die Ergebnisse von belleGlass NG-Proben, die bei 5,5 bar vergütet werden. Gegenüber den Proben aus dem Dentacolor XS zeigen sie nach eintägiger Wasserlagerung sowie nach 25.000 Zyklen TWL hoch signifikant bessere Werte, lediglich nach Wassersättigung besteht kein signifikanter Unterschied mehr. Da im Zuge der Wasseraufnahme beide Serien einen erheblichen Verlust an Biegefes-

tigkeit verbuchen, hängt dieser Abfall eher mit der Zusammensetzung der organischen Matrix zusammen als mit der Art der Vergütung. Denkbar ist eine Störung der Füllstoff-Matrix-Grenzzone durch Wassereinlagerung, sodass die Füllstoffpartikel ungebunden in der Matrix liegen, daher das Gefüge schwächen und somit die Biegefestigkeit herabsetzen (Zanghellini und Voser 1993). Die Ergebnisse nach Wassersättigung bestätigen Beobachtungen Kalachandras (1989) sowie Söderholms und Roberts' (1990), die, verursacht durch eine Hydrolyse der Silanverbindung an der Füllstoffoberfläche, eine Degradation der Füllstoff-Matrix-Verbindung mit ausgeprägter Reduktion der Bruchfestigkeit beschrieben. Auch die Ergebnisse von Chung und Greener (1990) belegen, dass die Biegefestigkeit mit längerer Lagerung in 37 °C warmem destilliertem Wasser abnimmt. Kollmannsperger (1978) hingegen fand bei lichthärtenden Kunststoffen nach einem Tag, drei Tagen, einem Monat und drei Monaten Lagerung in 37 °C warmem Wasser keine signifikante Änderung der Biegefestigkeit. Nach 25.000 TLW zeigen alle Werkstoffe einen hoch signifikanten Abfall der Biegefestigkeit. Begründet werden kann dies durch eine veränderte Oberfläche nach künstlicher Stressung. Schulze et al. (2003) konnten mittels XPS-Analyse den Hinweis erbringen, dass die Oberflächen der Ausgangsmaterialien überwiegend anorganische Verbindungen aufweisen, während sich nach dem Alterungsprozess die atomaren C/O- und C/Si-Verhältnisse um mind. das Dreifache erhöhen. Aufgrund unterschiedlicher thermischer Ausdehnungskoeffizienten der Matrix und der Füllstoffe kann es während der Temperaturwechsellast an den Grenzflächen zu Spannungen und infolgedessen zu einem Herauslösen von Füllstoffen an der Oberfläche (Dombrowsky 2006), Füllstoffbewegungen als auch zur Riss- und Spaltbildung kommen und dadurch zu einer Verringerung der Biegefestigkeit.

Zu jedem Zeitpunkt weist die Schmelzmasse dialog Occlusal gegenüber der Dentinmasse dialog hoch signifikant höhere Biegefestigkeiten auf. In der Literatur ist bekannt, dass mit dem Anstieg der Füllstoffmenge u.a. die Biegefestigkeit sinkt (Rzanny et al. 1995, Staufenbiel 2005). Diese Korrelation kann daher mit dieser Arbeit nicht bestätigt werden, da bei gleichbleibender Matrixzusammensetzung beider Massen dialog über einen Füllstoffgehalt von 75 Gew.% verfügt, dialog Occlusal über einen von 76 Gew. %. Eine Begründung hierfür kann nach Rzanny et al. (1995) eine gute Anbindung der Füllkörper an die organische Matrix sein, denn unterbleibt diese, stellen die Füllstoffe Fremdkörper in der Matrix dar und führen nach Untersuchungen von Zanghellini und Voser (1993) zur Schwächung des Gefüges. Somit bedingt ein hoher Füllstoffgehalt nicht zwangsläufig eine hohe mechanische Festigkeit.

Ein Vergleich der Werte mit Literaturangaben sollte kritisch erfolgen und die unterschiedlichen Prüfkörpergrößen berücksichtigen. Für die folgenden Vergleiche liegt stets ein Prüfkör-

permaß von 2 x 5 x 15 mm vor. Rzanny et al. (2007) weisen in einer aktuellen Studie für die neuen Hybridkomposite Estenia, Sculpture und Sinfony signifikant höhere Werte gegenüber anderen neuen Hybridkompositen nach. Auch nach Stressung bleiben die Biegefestigkeiten über 100 MPa. Ilie et al. (2003) geben für Hybridkomposite bei einer Prüfkörpergröße von 16 x 2 x 2 mm eine Biegefestigkeit von 124 MPa an. Diese Aussage bestätigen sie in einer neueren Studie mit generellen Aussagen über Komposite. Hier streuen die Mittelwerte für die Biegefestigkeit zwischen rund 75 und 140 MPa. Hickel (2003) gibt eine Biegefestigkeit für Hybridkomposite von 126,6 MPa an.

6.2.1.2 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung, egal ob dieses auf Zug oder Druck belastet wird. Diese grundlegende Eigenschaft des Materials spiegelt im Wesentlichen die Größe der intermolekularen Abstoßungs- und Anziehungskräfte wider. Ein kleiner Wert gibt eine geringe Steifigkeit an, das Komposit gibt bei Belastung stärker nach. Je starrer ein Komposit ist, umso höher ist der Elastizitätsmodul. Der in der vorliegenden Studie gemessene Elastizitätsmodul ist die Summe aus dem Elastizitätsmodul der Füllkörper und dem der Matrix. Nach Finger (1975) handelt es sich dabei jedoch nicht um eine Materialkonstante, vielmehr soll u.a. eine ausgeprägte Abhängigkeit zur Art und Dauer der Lagerung der Kompositproben bestehen. So beschreibt er ein Absinken des Elastizitätsmoduls infolge 30-tägiger Wasserlagerung. Dieses Phänomen kann mit dieser Arbeit nur teilweise bestätigt werden, es scheint jedoch unabhängig davon zu sein, ob es sich um ein Mikrofüller- oder Hybridkomposit handelt. Für beide Serien des Mikrofüllerkomposit SR Adoro sowie für die Hybridkomposite Ceramarge, Cristobal+ und dialog inklusive dialog Occlusal kann kein hoch signifikantes Absinken der Elastizitätsmoduln während 90-tägiger Wasserlagerung oder 25.000 Zyklen TWL notiert werden. Dieses könnte auf einer Verbesserung der Matrix in den vergangenen Jahren beruhen, die eine Wasseraufnahme reduziert. Für das Mikrofüllerkomposit Vita VM LC liegt zu jedem Zeitpunkt der niedrigste Mittelwert vor, ein hoch signifikantes Absinken nur nach Thermozyklierung, jedoch nicht nach Wassersättigung. Das Hybridkomposit belleGlass NG verhält sich genau umgekehrt. Hier fällt der Elastizitätsmodul nach Wassersättigung rapide ab. Werden die Proben im Dentacolor XS statt im systemeigenen Ofen polymerisiert, so liegt auch nach TWL eine hoch signifikante Verschlechterung vor. Die im Dentacolor XS vergüteten Proben des Komposit Cristobal+ weisen ebenso nach Wassersättigung eine hoch signifikante Verschlechterung des Elastizitätsmoduls auf.

Die Arbeit bestätigt Aussagen, wonach der Elastizitätsmodul mit steigendem Füllstoffgehalt zunimmt (Hilschmann 1998). Ilie et al. (2005) fanden heraus, dass Hybridkomposite im Allgemeinen höhere Elastizitätsmoduli aufweisen als Mikrofüllerkomposite. Auch diese Aussage kann bestätigt werden. Betrachtet man die Werte nach eintägiger Wasserlagerung, so liegt der niedrigste Wert eines Hybridkomposites (dialog) immer noch hoch signifikant höher als der höchste Wert eines Mikrofüllerkomposites (SR Adoro-DXS). Nach künstlicher Stressung durch Wasserlagerung und Temperaturwechsellast nähern sich die niedrigsten Werte der Hybridkomposite allerdings denen der Mikrofüllerkomposite an. Die von Rzanny et al. (2003b) beschriebene Korrelation zur Härte nach Vickers wird im Kap. 6.2.3 diskutiert. Ilie et al. (2003) beschrieben für Hybridkomposite bei einer Prüfkörpergröße von 16 x 2 x 2 mm ein Elastizitätsmodul von 10,8 GPa. In ihrer neueren Studie (2005) geben sie bei gleicher Prüfkörpergröße Mittelwerte zwischen 2,3 GPa und 11,3 GPa an.

Immer wieder wird in der Literatur diskutiert, wie hoch ein optimaler Elastizitätsmodul liegen sollte. Früheren Untersuchungen zufolge sollten in der Praxis Materialien mit einem hohen Elastizitätsmodul bevorzugt werden (Peters 1979, Reinhardt und Vahl 1983, Viohl 1985). Neuere Untersuchungen fordern einen Elastizitätsmodul ähnlich der Zahnhartsubstanz (Kollmannsperger 1978, Viohl 1980). Gesundes Dentin verfügt über einen Elastizitätsmodul von 18.000 bis 20.000 MPa (Rees und Jacobsen 1993, Mahoney et al. 2000). Schmelz hingegen zeigt kein isotropes Verhalten. Entlang der Prismen können 88.000 MPa, quer über die Prismen 50.000 MPa gemessen werden (Rees und Jacobsen 1993, Spears 1997). Derzeit verfügen moderne Verblendkomposite über ein Elastizitätsmodul von max. 15.000 MPa. Die Mundhöhle ist ein komplexes System und deshalb kann man bei in-vitro-Versuchen die tatsächliche Situation nur unzureichend darstellen. Auch individuelle Unterschiede (z.B. Speichelzusammensetzung, Essgewohnheiten, Temperatur der Speisen, Größe und Lage der Verblendkomposite, Bruxismus, Habbits, WAK des Metallgerüsts) beeinflussen die Haltbarkeit eines Verblendmaterials in der Praxis wesentlich. Generell ist zu sagen, dass im Gegensatz zur Festigkeit der Elastizitätsmodul nicht so hoch wie möglich sein sollte, sondern der jeweiligen Funktion angepasst werden muss. Eine Dentinmasse sollte einen deutlich niedrigeren Elastizitätsmodul als die dazugehörige Schmelzmasse besitzen, um aufgrund höherer Flexibilität und Elastizität Kaudruckspannungen zu kompensieren, denn die Deformation ist reziprok proportional zum Elastizitätsmodul. Diese Forderungen erfüllt beispielsweise das Verblendsystem dialog. Während die Schmelzmasse dialog Occlusal aufgrund des höheren Elastizitätsmoduls eher steifer und stabiler ist, zeichnet sich die Dentinmasse zu jedem Zeitpunkt durch einen hoch signifikant niedrigeren Elastizitätsmodul aus. Ferner fällt auf, dass sowohl bei dialog als

auch bei dialog Occlusal die Werte durch künstliche Alterung nicht hoch signifikant absinken. Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul sind in gemeinsamer Betrachtung wichtig, um die Kaubelastbarkeit vorhersagen zu können. Eine Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit besteht nicht, allerdings gibt das Verhältnis zwischen beiden Kenngrößen Auskunft über die Sprödigkeit. Ideal ist ein relativ kleiner Elastizitätsmodul bei einer hohen Biegefestigkeit, denn ist die Elastizität zu gering, ist das Komposit spröde und die Verblendung kann unter Belastung teilweise oder in toto vom darunter liegenden Metallgerüst abplatzen. In der vorliegenden Studie ragt keines der Materialien durch einen zu hohen Elastizitätsmodul hervor. Die höchsten Mittelwerte liegen um 8.300 MPa. In anderen Studien zu neuen Verblendmaterialien konnte dies auch für die Werkstoffe Estenia und Sculpture nachgewiesen werden (Staufenbiel 2005, Rzanny et al. 2007).

6.2.2 Druckfestigkeit

Gesunder Zahnschmelz verfügt über eine Druckfestigkeit von 300 bis 450 MPa (Rzanny et al. 2003b). Diesem Antagonisten müssen Verblendmaterialien standhalten. Unter physiologischen Bedingungen kann lokal eine Kaukraft von bis zu 800 N aufgebaut werden (Lehmann und Hellwig 1998). Touati et al. (2001) fordern daher für Komposite eine Druckfestigkeit von über 350 MPa.

Im Vergleich kann kein Unterschied zwischen Mikrofüller- und Hybridkompositen festgestellt werden. Die Druckfestigkeiten liegen zwischen 110 und 180 MPa nach eintägiger Wasserlagerung sowie zwischen 85 und 165 MPa nach 25.000 Thermozyklen. Die von Touati et al. (2001) geforderte Druckfestigkeit von > 350 MPa wird von keinem der Verblendkomposite erreicht. Für die Einschätzung der Haltbarkeit von Kompositverblendungen hat aus klinischer Sicht die Druckfestigkeit die gleiche Relevanz wie die Biegefestigkeit und der Elastizitätsmodul. Der Vergleich von Druck- und Biegefestigkeit bestätigt frühere Ergebnisse (Staufenbiel 2005), wonach bei modernen Kompositen die Druckfestigkeiten höher als die Biegefestigkeiten liegen. Die Differenz zwischen beiden Festigkeiten wird nach TWL (120 MPa – belleGlass NG-DXS) noch deutlicher als nach eintägiger Wasserlagerung (49 MPa – Vita VM LC). Ursache für dieses Phänomen ist der stärkere Abfall der Biegefestigkeit nach künstlicher Stressung. Dies zeigt zum einen, dass alle untersuchten Materialien eine höhere Resistenz bei Druck- statt bei Biegebeanspruchung aufweisen, was sich in höheren Druckfestigkeitswerten äußert. Zum anderen, dass künstliche Stressung auf die Biegefestigkeit einen größeren negativen Einfluss hat als auf die Druckfestigkeit. Ergänzend muss erwähnt werden, dass nach eintägiger Wasserlagerung bei Ceramage (15 MPa) und Cristobal+-DXS (27 MPa) sowie nach

Thermozyklisierung bei dialog Occlusal (8 MPa) die Biegefestigkeit geringfügig höher lag als die Druckfestigkeit. Eine hinreichende Erklärung hierfür liefert die vorliegende Studie nicht. Die Studie verdeutlicht aber, dass bei knapp 50 % der Komposits die Druckfestigkeit durch künstliche Stressung hoch signifikant herabgesetzt wird. Dies ist ein Hinweis darauf, dass nach länger andauernder Lagerung im feuchten Milieu sowie künstlicher Alterung durch schnelle Temperaturwechsel ein Verlust an Druckfestigkeit durch Wasseraufnahme eintreten kann. Die künstliche Stressung der Proben mittels TWL führte bei acht der insgesamt zwölf Serien zu einem Absinken der Druckfestigkeit, wobei nur in fünf der acht Fälle dieser Verlust hoch signifikant ist. Als Ursache hierfür kann das Eindringen von Wassermolekülen mit Weichmachereffekt genannt werden. Für die restlichen vier Serien wird nach Stressung eine höhere Druckfestigkeit detektiert. Lediglich bei Ceramage liegt diese hoch signifikant höher. Es kann vermutet werden, dass sich die Festigkeit durch das Herauslösen von Restmonomer- und Verdünnermolekülen und durch verzögert reagierende Radikale in Form einer Nachpolymerisation (Reinhardt und Vahl 1977, 1979 und 1980, Petrin 1984) erhöht hat.

6.2.3 Härte nach Vickers

Ausgereifter Zahnschmelz ist mit durchschnittlich 250 KHN (Knoop-hardness numbers) an der Schmelz-Dentin-Grenze und 390 KHN an der Schmelzoberfläche die härteste Substanz des menschlichen Körpers (Hellwig et al. 2003a). Körber (1995) schreibt dem Schmelz sogar eine Härte nach Vickers von 250 bis 550 MPa zu. Die Härte des Dentins nimmt fast kontinuierlich vom Schmelz zur Pulpa hin ab. Sie ist mit ca. 70 KHN etwas unterhalb des Schmelzes am größten, an der Pulpa sind nur noch ca. 20 bis 30 KHN zu messen (Craig et al. 1959, Fusayama et al. 1966, Meredith et al. 1996). Körber (1995) gibt mit 60 bis 70 MPa eine einheitliche Härte nach Vickers für das Dentin an. Obwohl der Knoop-Eindruckdiamant eine andere Form als die Vickers-Pyramide hat und viel flachere Eindrücke liefert, betonen die meisten Autoren jedoch eine gute Übereinstimmung der durch beide Verfahren gewonnenen Härtewerte – vorausgesetzt, die Prüfstücke zeigen keine tiefenabhängigen Härtevariationen (Tabor 1951, Mott 1957). Die genutzte Härtebestimmung nach Vickers vernachlässigt die elastischen Eigenschaften der Werkstoffe (Marx und Müller 1971, Gabriel et al. 1983), kann aber zum relativen Produktvergleich herangezogen werden. Die Härten der getesteten Verblendkomposite reichen bei Weitem nicht an die Härte des Schmelzes heran, können aber durchaus die Werte des menschlichen Dentins erreichen. Die Härten nach Vickers fallen bei den Mikrofüllerkompositen SR Adoro und Vita VM LC hoch signifikant niedriger aus als bei den Hybridkompositen. Somit kann diese Studie die Ergebnisse von Ilie et al. (2005) bestäti-

gen, wonach Hybridkomposite höhere Härten nach Vickers aufweisen als Mikrofüllerkomposite. Dass hierbei SR Adoro hoch signifikant höhere Härtewerte als Vita VM LC aufweist, kann damit begründet werden, dass es durch die Wärmeapplikation während der Polymerisation von SR Adoro zu einer zusätzlichen Oberflächenvergütung kommt. Einen Tag nach Polymerisation kann infolge einer Nachhärtung durch verzögert reagierende Radikale ebenfalls eine signifikante Härtesteigerung erwartet werden (Reinhardt und Vahl 1977 und 1979, Davis et al. 1980 und 1981, Leung et al. 1983, Leung und Adishian 1985, Petrin 1984, Pilo und Cardash 1992, Price et al. 2002 und Bärwald 2005). Dies bedeutet, dass die Nachhärtung von Kompositen im Wesentlichen innerhalb der ersten 24 Stunden abläuft. Überdies gibt es noch weitere, parallel ablaufende und sich überlagernde Vorgänge, die Ursachen für eine gewisse Nachhärtung sind: im Rahmen von Drehungen von Doppelbindungen innerhalb der Molekularstruktur kommt es zum Abbau innerer Spannungen (Kollmannsperger 1977) und das Herauslösen von Restmonomer- und Verdünnermolekülen bei Lagerung im feuchten Milieu zieht eine Härtezunahme nach sich (Reinhardt und Vahl 1977, 1978, 1979 und 1980). Dem wirkt die Wasseraufnahme entgegen (Viohl 1974 und 1985, Viohl und Gerhardt 1975, Reinhardt und Vahl 1977 und 1983, Kollmannsperger 1978 und 1979, Kollmannsperger und Venz 1980) und lässt die Härte sinken. In dieser Studie kann nachgewiesen werden, dass infolge von Stressung die Härte ebenfalls absinkt – größtenteils in einem sehr geringen Ausmaß, jedoch hoch signifikant. Dass durch Stressung die Härte nach Vickers unbeeinflusst bleibt (Rzanny et al. 2007), kann somit nicht für alle untersuchten Werkstoffe bestätigt werden. Der Verlust an Härte durch Stressung trifft nicht auf Cristobal+ und dialog Occlusal zu, deren Härte hoch signifikant ansteigt. Denkbar ist, dass die Art der Füllstoffe und deren Konditionierung über das Ausmaß der Auswirkung einer Stressung verantwortlich sind. Die Wahl des Vergütungsofens scheint für SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ wichtig zu sein. Auch wenn mit dem vom Hersteller empfohlenen Ofen nur geringfügig höhere Härten nach Vickers (+ 2 bis 8 HV₅₋₂₀) gemessen werden können, liegen diese jedoch hoch signifikant höher als für jene Proben, die im Dentacolor XS bei reiner Lichtzufuhr polymerisiert werden. Bezüglich künstlicher Alterung spielt die Verwendung des empfohlenen Ofens für die Wasserlagerung eine wichtigere Rolle als für Thermozyklierung. Dies spricht dafür, dass höhere Oberflächenhärten erreicht werden, wenn während der Polymerisationsreaktion neben Licht auch Wärme und Druck appliziert wird. Auf zwei Besonderheiten soll an dieser Stelle hingewiesen werden: zum einen liegt der Verlust an Härte durch die TWL bei belleGlass NG besonders hoch (22 HV₅₋₂₀) und zum anderen kommt es bei Cristobal+ zu einer geringen, hoch signifikant höheren Härte nach künstlicher Stressung, wenn die Proben im Dentacolor XS

polymerisiert werden. Zwischen der Härte nach Vickers für die Schmelz- und Dentinmasse des Werkstoffs dialog können nach eintägiger Wasserlagerung keine hoch signifikanten Differenzen festgestellt werden. Erst nach künstlicher Stressung durch Thermozyklierung und Wasseraufnahme liegen die Härtewerte für dialog Occlusal hoch signifikant höher. Dies führt der Hersteller als Vorteil für die optimal aufeinander abgestimmten Härten beider Schichtmassen im Produktdossier an.

In der Literatur werden verschiedene Korrelationen zwischen der Härte nach Vickers und anderen Werkstoffeigenschaften diskutiert. So kann der von Rzanny et al. (2003b) beschriebene Zusammenhang zwischen Härte nach Vickers und Elastizitätsmodul sowohl nach eintägiger Wasserlagerung als auch nach künstlicher Stressung nachgewiesen werden. Eine reziproke Korrelation der Härte zur Abrasionsfestigkeit wird von verschiedenen Autoren kontrovers diskutiert. Staufenbiel (2005) beschreibt einen Zusammenhang zur Verschleißfestigkeit, während Bryant et al. (1992) sowie Brosh et al. (1999) angeben, dass die Härte kein Maß für Verschleißfestigkeit bildet, da kein direkter Zusammenhang zwischen beiden besteht. Auch Arens (2008) betont, dass die Härte kein äquivalenter Parameter für eine Aussage über die zu erwartende Abrasion ist. Aus der vorliegenden Studie kann keine allgemeine Aussage über eine Korrelation gemacht werden. Lässt man Vita VM LC und dialog Occlusal bei der Auswertung weg, so liegt eine Korrelation vor. Den von Rzanny und Welker (1999) sowie von Staufenbiel (2005) beschriebenen Zusammenhang, wonach ein zunehmender Füllstoffgehalt eine Härtezunahme bedingt, bestätigt die vorliegende Studie nicht, jedoch, dass kein Zusammenhang zwischen Härte und Aushärtungstiefe (Duret et al. 2004) bzw. Biegefestigkeit besteht.

6.2.4 Abrasionsfestigkeit

Der Oberflächentextur sowie der Größe, Form, Menge, Verteilung, Härte und chemischen Zusammensetzung der anorganischen Füllkörper wird mehrfach eine entscheidende Rolle für das Verschleißverhalten der Komposite zugeschrieben (Venz 1979, Øysaet und Ruyter 1986, Chung 1990, Setz et al. 1991, Willems et al. 1991, Bauer et al. 1995, Suzuki et al. 1995, Davidson und de Gee 1996, Ludwig 1997, Janda 2000, Rzanny et al. 2003a und 2003b, Nagarajan et al. 2004, Schwartz und Söderholm 2004, Zantner et al. 2004). Die chemische Zusammensetzung der Füllkörper und deren Anteil am Gesamtgewicht sollen jedoch einen größeren Einfluss auf das Verschleißverhalten haben als deren Größe und Verteilung (Nagarajan et al. 2004). Auch die chemische Zusammensetzung der Matrix sowie die Polymerisationsmethode stehen im Zusammenhang mit der Verschleißfestigkeit (Mandikos et al.

2001). Intraoral kommt es infolge verschiedener Vorgänge sowohl zum Abrieb von Zahnhartsubstanz als auch von Dentalwerkstoffen. Zappini (2004) führt hierfür fünf wesentliche Punkte an: abrasive Partikel in der Nahrung (3-Medien-Abrasion und Ermüdungsverschleiß da Wiederholungscharakter), Schlucken (2-Medien-Abrasion), Oralhygiene (insbes. Zähneputzen mit abrasiven Putzkörpern (3-Medien-Abrasion)), chemische Effekte durch Nahrungsmittel, Getränke, Genussmittel (abhängig vom pH-Wert und der Löslichkeit) sowie Bruxismus (2-Medien-Abrasion). Auch Oberflächenerweichung durch ausgeschiedene Propion- und Essigsäure oraler Bakterien (Engel 2003) soll genannt werden.

Der Verschleiß der natürlichen Zahnhartsubstanz ist im Verlaufe des Lebens ein physiologischer Vorgang (Koke et al. 2003) und beträgt für den Schmelz im Seitenzahnbereich 20 bis 40 µm pro Jahr (Lambrechts et al. 1987). In Abhängigkeit vom Sanierungsumfang gibt es konkrete Forderungen an die Abrasionsfestigkeit dentaler Werkstoffe: bei Einzelzahnrestorationen sollte sie denen der Zahnhartsubstanzen entsprechen, bei Restaurationen aller Zähne in einem Kiefer hingegen soll der verwendete Werkstoff eine größere Abrasionsfestigkeit als natürlicher Schmelz haben (Jacobi 1995).

In dieser Arbeit zeigen sich Verschleiß, die das 1,5- bis 2,5-Fache des Referenzmaterials AlMg-Legierung aufweisen. Es gibt jedoch auch moderne Verblendkomposite mit einer deutlich niedrigeren Abrasionsfestigkeit (z.B. Estenia, Staufenbiel 2005). Die beiden Mikrofüllerkomposite SR Adoro und Vita VM LC weisen die geringsten Abrasionsfestigkeiten auf. Eine ähnliche Verschleißfestigkeit wie die des Referenzmaterials weisen nur Cristobal+ sowie die beiden dialog-Massen auf.

Kenntnisse über das Füllkörper-/Matrixverhalten von Kompositen während der Abrasion wurden bereits von Jørgensen und Asmussen (1978) und Jørgensen et al. (1979) veröffentlicht. Sie nannten die Verringerung des Raumes zwischen den Füllkörpern den Schlüssel zur Verbesserung der Verschleißresistenz. Liegen Füllkörper homogen verteilt und dicht zusammen, ist die weichere Matrix vor dem Abrasivum geschützt und der Verschleiß wird reduziert (Bayne et al. 1992). Füllkörpernähe wird durch kleine Füllkörper sowie einem hohen Volumenanteil an Füllkörpern erreicht. Andere Autoren (Willems et al. 1991, Mandikos et al. 2001) messen der chemischen Zusammensetzung der Füllstoffteilchen sowie deren Integration in die Matrix durch Silanisierung eine ebenfalls hohe Bedeutung bei. Diese Überlegungen können mit dieser Arbeit bestätigt werden, da keine klare Beziehung zwischen Ausmaß der Abrasion und Höhe des Füllstoffanteils erarbeitet werden können, wie sie jedoch von Nagarajan et al. (2004) beschrieben wurde. Rzanny et al. (2003a) betonen, dass auch die Zusammensetzung der Monomermatrix einen Einfluss auf die Abrasionsfestigkeit hat. Eine präzise Bestimmung

direkter Abhängigkeiten kann nur mittels experimentell konstruierter Komposite in weiteren Studien ermittelt werden. Einen positiven Einfluss der Füllstoffgröße auf die Abrasionsfestigkeit kann nicht herausgearbeitet werden. Zwar ist erkennbar, dass die Mikrofüllerkomposite den Hybridkompositen unterlegen sind, aber dass ein großer Füllstoffdurchmesser zwangsweise zu einer hohen Verschleißfestigkeit führt, können die Ergebnisse von Ceramage nicht belegen. Der Partikeldurchmesser beträgt 1 bis 10 μm , Ceramage weist aber eine hohe Abrasionsfestigkeit auf. Daher ist anzunehmen, dass die Verbundstärke der Füllkörper-Matrix-Einheit optimal abgestimmt ist, denn interne Spannungen konzentrieren sich um die Partikel, da sie als Inhomogenitäten für die Polymermatrixstruktur reagieren (Zappini 2004). Unter zyklischer Belastung kommt es zur elastischen und plastischen Verformung des Werkstoffes, die in interne Spannungen umgebaut werden (Suh 1986). Sobald also Scherkräfte auf die Oberfläche einwirken, deren Belastung höher als die Zugfestigkeit des Materiales sind, kommt es – abhängig vom Elastizitätsmodul des Materiales – zu vertikalen Rissen in der Materialoberfläche. Parallel verlaufende Risse in der Matrix hingegen resultieren aus den unterschiedlichen Elastizitätsmoduli der Füllkörper und der Matrix. Durch diesen Mikromechanismus kommt es zu einer Hohlraumbildung (void nucleation) unterhalb der Oberfläche. Bei weiterer Belastung führt diese zum Herauslösen und Abtragen der Verschleißpartikel, wobei die Tiefe dieser Mikrohohlraumbildung in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul unterschiedlich tief liegt (Kunzelmann 1996a). Infolge des Herausreißen ganzer Füllkörper und deren Fraktur kommt es zum Füllkörperverlust. Dieser Verlust wird von verschiedenen Füllkörpereigenschaften beeinflusst. Die mikromorphologischen Mechanismen des Verschleißes lassen sich jedoch keinem standardisierten Muster zuordnen. Vielmehr setzen sie sich aus Einzelbeobachtungen zusammen, aus denen sich Theorien zum Verschleiß ableiten lassen (Büttinghaus 2004). Die Autoren Hornbogen (1975), Yamaguchi (1990) und Blau (1996) haben Berechnungsmodelle für den Abrieb bei Kompositen aus verschiedenen Parametern wie Elastizitätsmodul, Härte, Reibungskoeffizient, Zeit, Oberflächenrauigkeit, Last und Streckgrenze vorgeschlagen. Kunzelmann (1996a) splittet in seinem tribologischen Erklärungsmodell den Verschleiß der Füllstoff-Matrix-Einheit in verschiedene Einzelverschleiß auf: reiner Matrixverschleiß, Füllkörperverschleiß, Füllkörperausriss und Lösen größerer Verschleißpartikel. Er konnte zeigen, dass Komposite mit einem hohen Füllungsgrad, einem hohen Elastizitätsmodul und Härte in der ACTA-Maschine den geringsten Verschleiß aufweisen (Kunzelmann 1996b). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit können dies nicht pauschal bestätigen. Ein Einklang kann nur bzgl. der Härte gefunden werden, auch wenn in der Literatur kontrovers diskutiert wird, ob dieses Phänomen, das bei Metallen auftritt (nach Rabinowicz (1965) ist die Ver-

schleißrate bei Metallen umgekehrt proportional zu deren Härte), bedenkenlos auch auf Komposite übertragen werden kann (Budinski 1997). Beim Elastizitätsmodul weichen einige Komposite von der Regressionsgeraden ab und für den Füllungsgrad kann gar kein grundsätzlicher Zusammenhang herausgearbeitet werden. Eine Erklärung dafür könnte die Weiterentwicklung der Füllkörperintegration in die Matrix sein. Durch optimale Silanisierung scheint eine Lösung dafür gefunden worden zu sein (Condon und Ferracane 1997, Lim et al. 2002), auch wenn Söderholm (1981, 1983 und 1985, Söderholm et al. 1984) schreibt, dass die hydrolytische Degradation während der Interaktion von Wasser und Komposit nicht verhindert, sondern nur verlangsamt wird. Auch andere Autoren beschreiben die Möglichkeit der Hydrolyse der Verbundphase und des Verlustes der Füllkörper (Bowen 1979, Leinfelder et al. 1980, Lutz und Philipps 1983, Roulet 1987, Willems et al. 1993). Eine ungenügende Härtung führt ebenfalls zu exzessiven Abrasionen oder Fehlstellen, die wiederum die Langzeitfestigkeit einer Restauration vermindern können (Ekfeldt und Oilo 1988). Diese Fehlerquelle kann für diese Arbeit ausgeschlossen werden, da die Proben in toto von beiden Seiten belichtet werden. Abschließend soll noch ein Blick auf den Einfluss des Abrasivums beim Dreikörperverschleiß geworfen werden. Während Yuasa (1990) dem Füllkörperanteil einen Matrixschutz zuschreibt, macht er jedoch auch deutlich, dass dafür ebenso das Verhältnis der Füllkörpergröße zur Größe der abrasiven Partikel entscheidend ist. Sind die abrasiven Partikel größer als die enthaltenen Füllstoffpartikel, wird der Verschleiß nur allein durch die Matrix bestimmt. Sind die Füllkörper jedoch größer, wirkt der bereits beschriebene Matrix-Schutz-Effekt, der Verschleiß wird nun durch die Füllkörper bestimmt. Das in der ACTA-Methode verwendete Zwischenmedium (Suspensionen der Zahnpastaputzkörper Hydrated Silica RMS 110 000 15) zeigt in der REM-Aufnahme unförmige Partikel mit einem Durchmesser $< 20 \mu\text{m}$ (Gnauck 2005). Gnauck konnte herausarbeiten, dass Hydrated Silica RMS 110 000 15 bereits nach 5.000 Zyklen einen signifikanten Abrieb verursacht, der dann steil linear ansteigt und somit als Standard dienen kann. Diese Ergebnisse bestätigen die in-vitro-Beobachtungen von Pelka et al. (1998), wonach bei Arbeitern mit erhöhter Steinstaubbelastung eine starke Zahnabration ausgemacht werden kann. Betrachtet man die Füllstoffdurchmesser aus den REM-Aufnahmen, so ist mit Ausnahme von belleGlass NG der Verschleiß rein matrixabhängig, da die Füllstoffpartikel kleiner als die Abrasivum-Partikel sind. belleGlass NG verfügt neben den 50 nm großen Siliziumdioxidpartikeln auch über $25 \mu\text{m}$ große vorpolymerisierte Füllkörper, die größer als sie Abrasivum-Partikel sind. Hier greift der Matrix-Schutz-Effekt der großen Füllkörper und der Verschleiß ist füllstoffabhängig.

6.2.5 Scherhaftfestigkeit

Ein dauerhafter und vor allem im feuchten Milieu stabiler Verbund zwischen Legierung und Verblendkomposit ist eine der zentralsten Grundvoraussetzungen für die Langlebigkeit einer verblendeten Restauration. Die experimentelle Mindestforderung orientiert sich an der inneren Schmelzfestigkeit und beträgt nach eintägiger Wasserlagerung 5 MPa Scherfestigkeit (Rimpler et al. 1982) und 10 MPa nach Pfeiffer (1991). Göbel und Welker (1996) sagen, dass eine hohe Sicherheit für orale Verhältnisse zu erwarten ist, wenn durch künstliche Stressung die Scherfestigkeit nicht unter 10 MPa abfällt. Voraussetzung für die klinische Bewährung (Erfolg) ist eine strikte Beachtung der Kontraindikationen wie Bruxismus, Malokklusion, Okklusion mit Frühkontakten sowie okklusaler Kontakt am Komposit-Metall-Übergang. Die sicherste Anbindung des Komposites an das Metall ist der chemische Verbund, der durch eine Silikatisierung und Silanisierung oder durch Auftragen bestimmter organischer Primer auf die Legierungsoberfläche erreicht werden kann (Rzanny et al. 2007), sodass eine chemische Verbindung aufgebaut werden kann.

Die vorliegende Studie bestätigt, dass die sieben verschiedenen Primer-Verbundverfahren zu unterschiedlichen Verbundfestigkeiten führen (Göbel und Welker 1999). Auch die Legierung selbst sowie deren Oberfläche, der verwendete Opaker dessen Dicke und natürlich die Eigenfestigkeit des Komposites spielen für die Höhe der Verbundfestigkeit eine große Rolle (Göbel und Welker 2004, Welker et al. 2004, Hermes 2008). Weil nicht technikintensiv und einfach anzuwenden, dominieren heute die organischen Verbundverfahren. Hierfür werden einkomponentige Primer vorwiegend als Lösung angeboten. Diese enthalten bifunktionelle Monomere, die sowohl zum Metall als auch zum Komposit einen chemischen Verbund eingehen können (Göbel und Welker 2001). Mittels dieser Primer-Verfahren lassen sich zeitsparend hohe Scherhaftfestigkeiten erreichen, die auch nach Stressung kaum sinken, sodass klinische Langzeiterfolge prognostiziert werden können (Göbel und Welker 2004).

Mögliche Fehlerquellen in der Dosierung bei Anmischung der Primer- (Vita VM LC) und Opakermassen (Vita VM LC und Cristobal+) wurde bereits diskutiert (Kap. 6.1.2), ebenso der Einfluss der Opakerfläche und des ungenormten Stempels im Scherlastversuch (Kap. 6.1.3). Hermes (2008) konnte die Abhängigkeit der Haftfestigkeitswerte von der Opakerschichtstärke nachweisen, wobei bei manchen Systemen die Werte bei großen Schichtstärken abfallen (dialog) und bei anderen Systemen konstant bleiben bzw. sogar noch steigen (Gradia, GC)). Die optimale mittlere Opakerschichtstärke gibt Hermes mit 128 µm an. Nähere Untersuchungen zum Opaker und dessen Schichtstärke werden in dieser Studie nicht durchgeführt und bleiben weiterführenden Studien vorenthalten.

Die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeiten der *systemeigenen Verbundverfahren* zeigen, dass der Erfolg eines Verbundsystems nicht von der Kompositart bestimmt wird, denn die beiden Mikrofüllerkomposite SR Adoro und Vita VM LC entwickeln extrem unterschiedliche Scherfestigkeiten. Vielmehr spielt der Primer und der Opaker eine entscheidende Rolle. Vita VM LC ergibt mit Vita VM LC Bond + Vita VM LC Opaque die niedrigste Verbundfestigkeit im ganzen Versuch. Die Mindestanforderung von 10 MPa nach 24 h wird nur knapp erfüllt. Temperaturwechsellast lässt die Scherfestigkeit sogar auf ein Fünftel (2 MPa) absinken. Dies liegt daran, dass keine chemische Verbindung, sondern vielmehr ein Klebeverbund (Adhäsion) zwischen den polaren Carboxylat- und Carboxylgruppen (negative Ladung) zur aktivierten Metalloberfläche (positive Ladung) aufgebaut wird, der nicht stressstabil ist. Ein klinischer Langzeiterfolg kann daher für Vita VM Bond nicht prognostiziert werden. Die Werte für SR Adoro mit SR Link + SR Adoro Opaquer hingegen liegen bei 21 MPa. Selbst Stressung kann diese Verbundfestigkeit nicht verringern. Dies lässt darauf schließen, dass mittels dieses Verbundsystems auf Basis von Phosphorsäureester mit Methacrylatfunktion ein stabiler Verbund aufgebaut werden kann. Die Scherfestigkeiten der restlichen Dentinmassen (allesamt Hybridfüllerkomposite) liegen zwischen 16 und 20 MPa und werden durch künstliche Stressung nur gering auf 13 bis 21 MPa gesenkt. Nur bei Cristobal+ ist der Verlust an Scherfestigkeit hoch signifikant. Dies liegt daran, dass das Verbundsystem Metal Primer + Cristobal+ Opaque nicht stressstabil ist, da ebenso wie bei Vita VM LC Bond + Vita VM LC Opaque nur eine schwache Wechselwirkung zwischen den negativ geladene Carboxyl-Gruppe des Cristobal+ Metal Primers und der durch Sandstrahlen positiv geladenen Oberfläche des Metallgerüsts aufgebaut wird. Auch wenn die Wasseraufnahme in die Verbundzone erst nach einem bis drei Monaten beendet ist, kann davon ausgegangen werden, dass durch 25.000 TWL binnen 14 d eine ausreichende Stressung der Verbundfuge erfolgt. Dies zeigt, dass systemeigene Primer- und Opakersysteme, die einen chemischen Verbund zwischen Legierung und Verblendkomposit aufbauen und sichern, durchaus zu jeder Zeit der Mindestanforderung gerecht werden und unter oralen Verhältnissen auch hohe Verbundsicherheit gewährleisten können.

Aus weiteren Untersuchungen (Kap. 6.2.7) geht hervor, dass Vita VM LC mit 2,2 Gew.% die höchste Wasseraufnahme verzeichnet. Es ist schon sehr lange bekannt, dass die Wasseraufnahme eine unerwünschte Eigenschaft von Kompositen ist und daher so gering wie möglich sein sollte (Viohl 1974). Einlagerung von Wassermolekülen in die Verbundphase während der Thermozyklisierung kann ebenfalls zu einem Abfall der Scherhaftfestigkeit führen.

Der Verbund aller Komposite mit Ausnahme von SR Adoro kann durch Verwendung von *Metal Primer II + Gradia-Opaker* hoch signifikant verbessert werden. Die Scherfestigkeit

kann dann sogar Werte um 30 MPa erreichen. Für Ceramage und dialog liegen die Werte nach Stressung hoch signifikant höher als mit den systemeigenen Verbundsystemen M. L. Primer bzw. Sebond Smart ohne Stressung. SR Adoro zeichnet sich als einziges Verblendmaterial dadurch aus, dass sowohl mit SR Link + SR Adoro Opaquer als auch mit Metal Primer II + Gradia-Opaker eine gleich hohe Scherfestigkeit erreicht werden kann, die auch nach Stressung kaum differiert. Auffällig ist das extreme Abfallen der Scherhaftfestigkeit von Vita VM LC nach Stressung auch unter Verwendung von Metal Primer II + Gradia-Opaker.

Es ist verwunderlich, dass Hersteller nicht immer systemfremde Bonder zulassen (Rose 2004, flohr-Verlag 2004). Während für belleGlass NG und dialog der Metal Primer II angegeben wird, werden für SR Adoro, Ceramage und Cristobal+ keine systemfremden Primer empfohlen. Für Vita VM LC wird lediglich ein Bonder gefordert, der die Anpolymerisation des Opakers auf Methacrylatbasis ermöglicht, wie es z.B. Metal Primer II erlaubt. Da die ermittelten Scherhaftwerte unter der Verwendung von Metal Primer II + Gradia-Opaker für alle Komposite mit Ausnahme von SR Adoro hoch signifikant höher liegen als unter der Verwendung der systemeigenen Primer-Systeme, liegt die Vermutung nahe, dass hinter diesen Aussagen vielmehr firmeninterne Verkaufsstrategien stecken.

Rzanny et al. (2003b und 2007) beschrieben, dass unter der Voraussetzung, dass ein funktionierendes Verbundsystem verwendet wird, von der Eigenfestigkeit des Verblendkomposits (Biegefestigkeit) bereits auf die Verbundfestigkeit des Legierungs-Komposit-Verbunds geschlossen werden kann, denn je elastischer ein Komposit bzw. ein Opaker ist, desto geringer sind die Grenzflächenspannungen im Verbund. Dass der Datenpunkt für Vita VM LC abseits der Regressionsgeraden im Verbundfestigkeits-Biegefestigkeits-Diagramm liegt, erklären sie damit, dass es nach dem Überschreiten einer bestimmten Biegespannung zu einer plastischen Deformation des Werkstoffes kommt.

Auf umfangreiche Verbund-Versuche mit dialog Occlusal wird verzichtet, da die Schmelzmasse i.d.R. keinen direkten Kontakt zum Opaker hat. Es wurde nur der Eintageswert mit Metal Primer II + Gradia-Opaker ermittelt. Dieser lag hoch signifikant unter dem der Dentinmasse dialog. Daraus ist abzuleiten, dass beim dialog-System der Opaker stets mit Dentinmassen abgedeckt werden muss. Ist beispielsweise okklusal für eine Dentin-Schmelz-Schichtung zu wenig Platz vorhanden, sollte eine reine Dentinschichtung vorgenommen werden, mit der an dieser Stelle eine Schliff Facette bzw. Abrasionsstelle modelliert bzw. farblich angedeutet werden kann.

6.2.6 Durchhärtungstiefe

Zur Erzielung adäquater Durchhärtungstiefen benötigen wenig lichtdurchlässige, dunkle oder opake Farben längere Bestrahlungszeiten als helle, transparente Substanzen (Sandock-Ladwig 1980). Daher wird unabhängig von der Art der Schichtmasse und der eingesetzten Farbe für die Zwischenvergütung eine Begrenzung auf eine Schichtdicke von 2 bis 3 mm gefordert (Lutz et al. 1992). Um diese Aussage überprüfen zu können, werden für die Penetrometrie Materialien gleicher Farbe (A3) verwendet, auch wenn diese zwischen den verschiedenen Herstellern sichtbar differiert. Bei konstantem Abstand zwischen Aushärtungslampe und Komposit sowie konstanter Lichtintensität werden durchschnittliche Tiefen von 3,8 bis 8,6 mm gemessen. Somit liegen die Durchhärtungstiefen aller Verblendkomposite in einem sicheren Intervall, wenn die o.g. zulässige Schichtdicke nicht überschritten wird. Verständlicherweise kann bei dem gegebenen Versuchsansatz kein Zusammenhang zur Eigenfarbe vor der Polymerisation gefunden werden. Weiterhin besteht keine Korrelation zwischen der Aushärtungstiefe und der Härte nach Vickers (Duret et al. 2004).

Halvorson et al. (2002) haben eine reziproke Korrelation zwischen Belichtungsdauer und Lichtintensität gefunden. Dieser Aussage wird nicht nachgegangen, weil der mögliche Zeitgewinn durch eine höhere Lichtdosis in keiner Relation zur Gesamtzeit steht, da die Zwischenpolymerisation der Einzelschichten mittels Lampe max. 10 s (Quick-Lampe für SR Adoro) bzw. 20 s (Teklite für belleGlass NG) und mittels Ofen max. 90 s (Dentacolor XS) bzw. 2 min (Cristobal+ 2 in 1-Lichthärtegerät für Cristobal+) dauert. Außerdem ist denkbar, dass sich eine höhere Lichtleistung negativ auf die mechanischen Eigenschaften auswirken kann, da eine schnellere Polymerisation zu erhöhten inneren Spannungen im Werkstoff führt.

6.2.7 Wasseraufnahme

Signifikant für das Ausmaß der Wasseraufnahme eines Werkstoffes sind die Art des einwirkenden Mediums (Molekülgröße, Ladung, intermolekulare Kräfte, Dauer der Inkubation, Größe und Färbung sowie Anteil von Pigmenten und Farbstoffen) sowie die Art des Werkstoffes (chemischer Aufbau der organischen Matrix (Art der Monomere), Kristallinitäts- und Vernetzungsgrad, Restmonomergehalt (Austausch von Restmonomer- durch Wassermoleküle), Ladung, Füllstoffgehalt und -art, intermolekulare Kräfte, Homogenität, Porenfreiheit) (Rufke 1977, Schmiedel 1992). Ein positiver Effekt ist die Vergrößerung der Intermolekularabstände, die eine Reorganisation der Polymerketten und somit den Abbau polymerisationsbedingter innerer Spannungen erleichtert. Man spricht in diesem Zusammenhang von einem Weichmacher-Effekt des Wassers. Überdies kommt es zur Erhöhung der Zähigkeit (Ferracane

et al. 1995, Drummond et al. 1998). Negativ zu werten sind hingegen Löslichkeitseffekte (Bowen et al. 1982, Bath et al. 1985, Fan et al. 1985, Ottl et al. 1995, Cucci et al. 1998, Martin und Jedynakiewicz 1998) und Degradationsprozesse (Spaltungen des Polymernetzwerkes an empfindlichen Stellen), die das Material schwächen (Söderholm et al. 1984), Lösung der Füllstoff-Matrix-Verbindung (Söderholm 1989) durch Hydrolyse der Silanverbindung an der Füllstoffoberfläche sowie hydrolytische Spaltung der Füllstoffe (El-Hejazi 2001). Folgen sind eine ausgeprägte Reduktion der Bruchfestigkeit (Kalachandra 1989, Söderholm und Roberts 1990), während das Elastizitätsmodul eher weniger beeinflusst wird (Gladys et al. 1997, Sabbagh et al. 2002), das Ablösen von Füllstoffpartikeln, was zur Aufrauung der Oberfläche und erhöhten Plaqueanfälligkeit führt. Gegenwärtig ist es noch unklar, ob der chemische Abbau der Polymermatrix eine signifikante Rolle für das Ausmaß der Wasseraufnahme spielt, da Hydrolyseprodukte der Methacrylatverbindungen nachweisbar sind (Geurtsen 1998). Bekannt hingegen ist, dass es zur zeitlich linearen Freisetzung von Substanzen aus den Füllstoffen kommt, da sie nur sehr schwer wasserlöslich, jedoch nicht völlig unlöslich sind. Quarz und Siliziumoxid sind am stabilsten, während Glasmodifikatoren (insb. Barium, Strontium, Natrium) die Löslichkeit erhöhen (Söderholm et al. 2000). Zum Ausgleich der elektrischen Ladungen werden Wasserstoffionen in das Glas aufgenommen. Aufgrund des Größenunterschiedes zwischen Natrium- und Wasserstoffatomen kommt es zu Spannungen in der Glasoberfläche, die den Füllstoff-Matrix-Kontaktbereich schwächen, und zu einer Verschlechterung der Abriebfestigkeit und der allgemeinen Festigkeit. Da das Wasser als Transportmittel für Pigmente, Farbstoffe und Enzyme fungiert, kann es in Folge dessen zur Veränderung von Farbe, Transparenz, Ästhetik und Oberflächenqualität kommen (Hofmann 1974, Rufke 1977, Khokhar et al. 1991, Um und Ruyter 1991). Die Hydrophilie eines Werkstoffs muss daher sorgfältig eingestellt werden, weil die Wasseraufnahme eine unerwünschte Eigenschaft ist (Viohl 1974).

Während die Wasseraufnahme in die Verbundphase bis zu drei Monate dauern kann, stellt sich in der Matrix der Komposite im feuchten Milieu schneller ein Diffusionsgleichgewicht ein. Viohl und Gerhardt (1975) beschrieben, dass meistens fast 75 % der Gesamtwassermenge in den ersten 24 Stunden aufgenommen werden und dass die Wasseraufnahme nach einem bis fünf Tagen weitestgehend abgeschlossen ist. Diese Aussage bestätigt sich in der vorliegenden Studie nicht. Die aufgenommene Wassermenge sowie die Dauer bis zur vollständigen Sättigung scheinen stark kompositabhängig zu sein, auch wenn andere Untersuchungen zeigten, dass Mikrofüllerkomposite gegenüber Hybridkompositen eine höhere Wasseraufnahme aufweisen (Viohl 1974 und 1982, Janda 1988). In den ersten 24 Stunden nehmen die Mikrofüll-

lerkomposite SR Adoro und Vita VM LC rund 40 % ihrer Gesamtwassermenge auf, die Hybridkomposite nur 22 % bis 33 %. Die von Viohl und Gerhardt (1975) erwähnten 75 % werden von den beiden Mikrofüllerkompositen erst zwischen dem dritten und vierten Tag und von den Hybridkompositen sogar erst zwischen dem siebten und vierzehnten Tag erreicht. Enthalten die Moleküle viele Sauerstoffatome oder Hydroxylgruppen, resultiert daraus eine hohe Wasseraufnahme (Städtler 2005). UDMA verfügt über keine Hydroxylgruppen und zeichnet sich demnach durch eine geringe Wasseraufnahme aus. Vertreter hierfür sind SR Adoro sowie die dialog-Massen, die Di-UDMA-Moleküle in der Matrix enthalten. Ceramage enthält nur UDMA, nimmt aber mit 1,7 Gew.% überdurchschnittlich viel Wasser auf. Eine Erklärung hierfür liefert die vorliegende Studie nicht. Cristobal+ hingegen enthält nur das stark hydrophile Bis-GMA, legt aber entgegen aller Erwartungen weniger als 1 Gew.% an Gewicht zu. Vermutlich liegt die Ursache im hydrophoben Barium-Borosilikat-Glas-Füllstoff. Die Wasseraufnahme von belleGlass NG ist stark davon abhängig, mit welchem Ofen die Proben vergütet werden. Proben aus dem Dentacolor XS nehmen 0,6 Gew.% (niedrigster Wert unter allen Verblendkompositen) zu, die Proben aus dem belleGlass HP-Aushärtungsofen das Doppelte. Zu vermuten ist, dass die Konversionsrate im Dentacolor XS höher ist und demzufolge weniger Restmonomere in Lösung gehen und weniger Wassermoleküle aufgenommen werden können. Die höchste Wasseraufnahme zeigte Vita VM LC, das UDMA, TEGDMA sowie wenig Bis-GMA enthält. Letzteres scheint jedoch aufgrund der geringen Menge kaum Einfluss auf die Hydrophilie des Werkstoffes nehmen zu können. UDMA hingegen bewirkt eine niedrige Wasseraufnahme, die jedoch im Widerspruch zur höchsten Wasseraufnahme unter allen Verblendkompositen steht. Daher liegt die Vermutung nahe, dass das Ausmaß der Wasseraufnahme von TEGDMA bestimmt wird. Es ist bekannt, dass TEGDMA zu den Molekülen gehört, die eine hohe Löslichkeitsrate aufweisen (Keller et al. 1999, Ortengren 2000, Ortengren et al. 2001, Spahl et al. 1998, Taylor et al. 1998, Thompson et al. 1982). Nach Ferracane (1995) handelt es sich bei den löslichen Molekülen meist um Restmonomere, die bei der Polymerisationsreaktion nicht in das Polymernetz eingebaut wurden. Zu vermuten ist, dass infolge der Herauslösung der TEGDMA-Moleküle vermehrt Wassermoleküle in die Matrix eingelagert werden können. Tanaka et al. (1991) sehen eine gute Korrelation zwischen der Konversionsrate und der Freisetzung von TEGDMA im wässrigen Medium, denn eine unvollständige Polymerisation führt zu einem vermehrten Herauslösen der Restmonomeranteile und damit zu einer Erhöhung der Löslichkeit (Pearson und Braden 1977, Eickhoff 1979, Pearson und Longman 1989).

Es ist ein Irrglaube, stets von einer vollständigen Polymerisation auszugehen. Trotz optimaler

Polymerisationsbedingungen reagieren nicht alle Doppelbindungen. Der Anteil dieser Restdoppelbindungen liegt zwischen 25 % und 55 %, da ein Teil der Doppelbindungen nicht mehr reagieren kann (Geurtsen 1999). Restmonomere wie TEGDMA stellen davon einen Anteil von ca. 10 % (Ferracane 1995). Es ist also anzunehmen, dass Vita VM LC trotz optimaler Polymerisation viele freie TEGDMA-Moleküle enthält, die für die hohe Wasseraufnahmepotenz verantwortlich sind. Eine reziproke Korrelation zwischen Wasseraufnahme und Füllkörperanteil (Øysaet und Ruyter 1986) konnte nicht nachgewiesen werden. Es ist anzunehmen, dass bei den moderneren Kompositen auch Füllkörperart, deren Größe und Oberflächenbeschaffenheit sowie Verbundmöglichkeit mit der organischen Matrix Einfluss auf die Wasseraufnahme haben, wie es die neueren Untersuchungen von Toledano et al. (2003) bereits andeuteten. Es besteht auch keine Korrelation zwischen der aufgenommenen Wassermenge und dem Zeitpunkt der Sättigung. Unter den Verblendkompositen, die unter 1 Gew.% Wasser aufnehmen, schwankt die Sättigungsdauer zwischen drei und zehn Wochen. Somit spricht eine lang andauernde Wasseraufnahme nicht zwangsläufig für eine hohe Wasseraufnahme. Jedoch ist bereits nach den ersten Tagen zu erkennen, ob ein Komposit eher weniger oder mehr Wasser aufnehmen wird. Ferracane und Condon (1990) konnten nachweisen, dass aufgrund von Nachhärtung die Monomerfreisetzung nach eintägiger Trockenlagerung geringer ist, als nach sofortiger Wasserlagerung. Daher ist es empfehlenswert, die Restauration über Nacht trocken zu lagern und erst am nächsten Tag einzugliedern.

6.2.8 Polymerisationsschrumpfung

Während der Polymerisation verkürzt sich der Abstand der Kohlenstoffatome von ca. 4 Å auf etwa 1,9 Å (Roulet 1987). Infolgedessen kommt es zu einer Volumenabnahme bei konstantbleibender Masse (Schrumpfung). In welchem Ausmaß ein Material schrumpft, hängt also von der Zahl der neugebildeten Bindungen pro Volumeneinheit ab (Thompson et al. 1979). Durch Softstart-Polymerisation wird die kinetische Reaktion von Kompositen hinsichtlich der Konversionsrate, des Gel-Punktes und der Viskosität während der ersten Reaktionsphase beeinflusst. Die Polymerisation erfolgt mit einer gleichbleibenden Belichtungsintensität, da diese auch in den von den Herstellern empfohlenen Öfen vorliegt. Während der Messung der Polymerisationsschrumpfung kommt es versuchsbedingt zum Abweichen aller Herstellervorgaben bzgl. der Vergütung, denn den Proben werden weder Wärme noch Druck und Schutzgas appliziert. Dies kann besonders auf die Ergebnisse von SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ einen Einfluss nehmen. Nach Viohl (1974 und 1982), Janda (1988) und de Gee et al. (1993) haben Mikrofüller- gegenüber Hybridkompositen eine größere Polymerisations-

schrumpfung. Da der Schrumpfungsfaktor in einem Komposit die Matrix ist, gilt: je mehr Füllkörper, desto weniger Matrix und desto weniger Schrumpfung. Weiterhin ist bekannt, dass Bis-GMA eine niedrigere Polymerisationsschrumpfung aufweist als das Verdünnermolekül TEGDMA, jedoch eine höhere als UDMA. Ursache hierfür ist die reziproke Korrelation zwischen Größe der Ausgangsmoleküle und ihrer Schrumpfung. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass die Polymerisationsschrumpfung ein sehr komplexer Vorgang ist. Weder der Füllstoffgehalt noch die Matrixbestandteile und die Kompositart lassen einfache und vor allem sichere Voraussagen über das Schrumpfungsverhalten treffen. Die beiden Mikrofüllerkomposite SR Adoro und Vita VM LC liegen mit ihrer Polymerisationsschrumpfung im Mittelfeld aller untersuchten Verblendkomposite. Ceramage beispielsweise, dessen Matrix nur UDMA enthält, schrumpft mehr als Cristobal+, das in der Matrix nur Bis-GMA enthält. Für die Werkstoffe SR Adoro, Vita VM LC, belleGlass NG und dialog ist es generell schwer, eine korrekte Prognose zu treffen, da die Matrix aus zwei bzw. drei verschiedenen Monomeren mit unterschiedlicher Schrumpfungseigenschaft besteht.

In Betrachtung des zeitlichen Verlaufs der Schrumpfung gibt es zwischen den einzelnen Verblendwerkstoffen ebenfalls große Unterschiede und die Reihenfolge der Komposite ändert sich im Verlauf der Polymerisation. Nach der 40-sekündigen Belichtungszeit haben die Verblendkomposite bereits zwischen 72 und 95 % ihrer Gesamtschrumpfung erreicht, die sie nach 120 s aufweisen. Die Schrumpfung danach spiegelt somit nur noch Reaktionen der restlichen Doppelbindungen wider, die zum weiteren Aufbau des dreidimensionalen Netzwerkes herangezogen werden. Die beiden dialog-Massen zeigen initial den steilsten Schrumpfungsanstieg. Binnen der ersten 20 s erreichen sie bereits 77 % (Dentinmasse) bzw. 71 % (Schmelzmasse) ihrer Gesamtschrumpfung. Somit kommt es sehr schnell zu einer sehr hohen inneren Spannung in der Matrix, die sich initial um die Füllkörper konzentriert (de Gee et al. 1990). Daher ist es ratsam, für die Zwischenpolymerisation die Verblendschicht nicht zu dick zu gestalten, um die inneren Spannungen zu minimieren und keine Kraft auf die Verbundphase auszuüben. Ganz anders verhält sich belleGlass NG. Nach 20 s wird hier erst 21 % der Gesamtschrumpfung erreicht, da die Schrumpfung nur allmählich zunimmt. Erst nach Ende der Belichtungszeit sinkt die Schrumpfungszunahme pro Zeitintervall. Diese langsame, allmähliche Volumenverkleinerung minimiert die internen Spannungen im Werkstoff. Cristobal+ weist in den ersten 8 s eine große, fast lineare Schrumpfung auf und erreicht somit schon 46 % der Gesamtschrumpfung. Diese rasante Volumenabnahme verursacht hohe interne Spannungen, die sich bis in die Verbundphase ausdehnen können. Bis zum Ende der Belichtungszeit wächst die Schrumpfung bei Cristobal+ weiter auf 91 % der Gesamtschrumpfung an, da-

nach kaum noch. Vita VM LC, SR Adoro und Ceramage verhalten sich ähnlich und ordnen sich zwischen die dialog-Massen und Cristobal+ ein. Entgegen der Erwartung verfügt Vita VM LC trotz niedriger Füllstoffmenge über eine durchschnittliche Polymerisationsschrumpfung.

6.2.9 Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur

Zum raschen Materialabtrag stehen rotierende Hartmetall- und Diamantwerkzeuge zur Verfügung. Sie verursachen Oberflächenrauigkeiten in unterschiedlicher Ausprägung (Berastegui et al. 1992, Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003a). Diamantschleifer arbeiten zerkümmert, zerfurchend und zeigen eine größere Abtragleistung (Goldstein und Wakenine 1989, Jung 1997 und 1998). Einzelne Diamantsplitter können zudem tiefer in den Werkstoff eindringen. Daher sollten Diamantwerkzeuge für Komposite nur benutzt werden, wenn ein größerer Materialabtrag notwendig ist (Rzanny et al. 2003a). Hartmetallfräsen hingegen arbeiten eher gleichmäßig spanabhebend und hinterlassen eine glattere Oberfläche (Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003a) bei geringerer Abtragleistung (Boghossion et al. 1987, Jung 1997). Auch wenn die Standzeit geringer zu sein scheint als die von Diamantfinierern (Jung 1997), sind Hartmetallfräsen diesen vorzuziehen, da sie eine bessere Basis für die nachfolgende Politur bieten (Reis et al. 2003, Rzanny et al. 2003a). Der arithmetische Mittenrauwert liegt in dieser Studie nach Ausarbeitung mittels Hartmetallfräse stets über $0,3\text{ }\mu\text{m}$ und somit hoch signifikant über dem kritischen Wert von $0,2\text{ }\mu\text{m}$. Einzelwerte reichen sogar bis $R_a = 0,7\text{ }\mu\text{m}$. Daher muss sich stets eine Politur anschließen. Diese widmet sich der max. Minimierung der aktiven Oberfläche, da Komposite per se eine bessere Adhäsionsfläche für Beläge und Verfärbungen bieten als Keramikmaterialien (Skørland et al. 1982, Chan und Weber 1986, van Dijk et al. 1987, Grimm et al. 1989, Krämer et al. 1989). Weiterhin ist bekannt, dass es während einer längeren Gebrauchsperiode zur additiven Oberflächenverschlechterung der primär glatten Ausgangsoberfläche kommt (Krämer et al. 1990, Rzanny und Welker 1999 und 2000, Rzanny et al. 2003b). Eine wichtige Ursache ist die orale Hygiene. Das Ausmaß der Aufrauung durch Hygienemaßnahmen ist u.a. abhängig von der Abrasivität der Putzkörper der verwendeten Zahnpasten (Rzanny und Welker 2000). Infolge der Aufrauung kommt es zur schnelleren Anlagerung und Anheftung von Farbstoffen, Bakterien und Plaque (Krämer et al. 1990) auf der Oberfläche. Ziel der Politur muss es daher sein, einen arithmetischen Mittenrauwert kleiner $0,2\text{ }\mu\text{m}$ (Quirynen et al. 1990 und 1996, Bollen et al. 1997) zu erreichen, da dies das Ablösen von Kokken mit einem Durchmesser von $1\text{ }\mu\text{m}$ begünstigt und eine Reinigung erleichtert. Andernfalls sind die Bakterien gegenüber Scherkräften geschützt und haben

dadurch genügend Zeit, direkten Kontakt zur Oberfläche herzustellen oder Distanzen zu überbrücken (Bollen et al. 1997).

Zur Politur stehen sowohl ein- als auch mehrstufige Poliersysteme für Hand- und Winkelstücke zur Verfügung. Bei mehrstufigen Systemen werden Polierer abnehmender Korngröße der Abrasivpartikel sukzessiv genutzt. Zu den wichtigsten Faktoren für ein gutes Polierergebnis gehören neben der Umdrehungszahl die Körnung sowie das Material der Schleifkörper des Polierers (Heidemann 1999, Siegel und von Fraunhofer 1999), die auf das Verblendmaterial exakt abgestimmt werden müssen.

Werden dem Komposit härtere Füllkörper (Glaskeramik- oder Aluminiumoxid-Partikel anstatt Siliziumoxid-, Quarz-, Bariumglas- oder Strontiumglaspartikel) beigemischt, weist das Material zwar eine größere Oberflächenhärte auf, lässt sich jedoch schlechter polieren und zeigt eine erhöhte Rauigkeit (Zappini 2004), wenn während der Politur vermehrt Matrixanteile abgetragen werden. Je kleiner die Füllkörper der Komposite sind, desto besser lässt sich die Oberfläche polieren. Wenn der Durchmesser der Füllstoffpartikel unterhalb der Wellenlänge des Lichtes liegt, sichert dies, dass Veränderungen an der Oberfläche durch herausgelöste Partikel während der Bearbeitung oder in der Gebrauchsperiode für das Auge unsichtbar bleiben (Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003a).

Neben dem optischen Eindruck des Glanzes ist die Politur auch zur Optimierung der mechanischen Eigenschaften von Bedeutung (Baucks und Hannig 1995, Brämer et al. 1995). Rzanny und Welker (2000), Rzanny et al. (2003b und 2007) sowie Plath (2006) haben gezeigt, dass unterschiedliche Poliersysteme unterschiedliche Ergebnisse liefern, die Wahl des Polierers also einen wichtigen Einfluss auf die Polierqualität hat, und dass mit geeigneten Polierern R_a -Werte kleiner $0,2\text{ }\mu\text{m}$ und teilweise sogar kleiner $0,1\text{ }\mu\text{m}$ erreicht werden können. Dies kann die vorliegende Studie bestätigen.

Nach der Politur besteht über alle Poliersysteme hinweg kein Unterschied zwischen Mikrofüller- und Hybridkompositen. Die Mittenrauwerte können fast stets unter den kritischen Grenzwert $0,2\text{ }\mu\text{m}$ reduziert werden. Lediglich die Politur von Ceramage erweist sich als etwas schwieriger, denn für drei der sieben Poliersysteme liegen die Mittenrauwerte um $0,2\text{ }\mu\text{m}$ herum. Das Mikrofüllerkomposit SR Adoro sowie das Hybridkomposit Cristobal+ lassen sich stets bis R_a -Wert $< 0,11\text{ }\mu\text{m}$ polieren. Der Mittelwert jedes einzelnen Komposits über alle Mittelwerte der verschiedenen Poliersysteme hinweg korreliert nicht mit dem Füllkörpergehalt des jeweiligen Komposits. Wird diese Korrelation jedoch nur an einem Poliersystem überprüft, so erweist sie sich bei dem Poliersystem der Gebrüder Brasseler, Diagloss sowie Super Snap als positiv. Für alle anderen Poliersysteme kann diese Korrelation nicht herausge-

arbeitet werden. Für das Polierergebnis ist sowohl die Stufigkeit des Poliersystems (ein- oder mehrstufig) als auch die Art des Schaftes (Hand- oder Winkelstück) irrelevant.

Aus der komplexen Auswertung können Politurempfehlungen abgeleitet werden. Für jedes einzelne Verblendkomposit werden im Folgenden die drei erfolgreichsten sowie die Kontraindikationen dargestellt: *SR Adoro* lässt sich unter allen Kompositen am besten und mit allen Systemen sehr gut polieren. Die erfolgreichsten Poliersysteme sind Super Snap sowie Compomaster (gleich gute Ergebnisse), die Polierstraße tool kit und der Kunststoffpolierer. Keines der untersuchten Poliersysteme muss zur Verwendung ausgeschlossen werden. Die Politur von *Vita VM LC* ist schwierig. Viele Messungen sind nötig, da für den arithmetischen Mittenrauwert sehr hohe Werte erfasst werden. Eine Wiederholung der ganzen Versuchsreihe (Aufrauung mit einer Hartmetallfräse und erneute Politur) ist notwendig. Die besten Ergebnisse erzielen Politip, Compomaster und Super Snap. Die Verwendung des Kunststoffpolierers sollte vermieden werden, da der R_a -Wert durchschnittlich um $0,17\text{ }\mu\text{m}$ und max. über $0,2\text{ }\mu\text{m}$ liegt. *belleGlass NG* kann am besten mit Super Snap, Gebrüder Brasseler und Compomaster auf Hochglanz gebracht werden. Der Kunststoffpolierer ergibt die schlechtesten Ergebnisse und sollte vermieden werden. Kritische Oberflächenwerte werden nur knapp unterboten. Sehr niedrige arithmetische Mittenrauwerte können für *Ceramage* nur sehr schwer erreicht werden. Die besten Ergebnisse erzielen Super Snap, Gebrüder Brasseler und Compomaster. Polituren mit Kunststoffpolierer, Politip und Polierstraße tool kit sollten vermieden werden, da der max. R_a -Wert über $0,2\text{ }\mu\text{m}$ und der durchschnittliche R_a -Wert um $0,2\text{ }\mu\text{m}$ bleibt. Das herstellereigene Poliersystem für Ceramage mit zwei Polierpasten (Dura-Polish und Dura-Polish Dia) erweist sich als gut. Dieses Ergebnis kann jedoch nicht uneingeschränkt auf andere Komposite übertragen werden, da nicht jede Polierpaste für jedes Komposit geeignet ist (Rzanny et al. 2003a). *Cristobal+* kann mit Super Snap, Diagloss und der Polierstraße tool kit am besten poliert werden. Der Kunststoffpolierer scheidet als schlechtester Polierer aus. *dialog* sollte mittels Super Snap, Gebrüder Brasseler oder Compomaster poliert werden. Die Polierstraße tool kit sollte nicht verwendet werden, da der max. gemessene R_a -Wert über $0,2\text{ }\mu\text{m}$ bleibt und für den durchschnittlichen R_a -Wert das schlechteste Ergebnis vorliegt. Die Schmelzmasse *dialog Occlusal* hingegen sollte mit Diagloss, Super Snap oder Gebrüder Brasseler poliert werden. Mit dem Kunststoffpolierer und der Polierstraße tool kit kann der max. R_a -Wert nicht unter $0,2\text{ }\mu\text{m}$ verkleinert werden.

6.2.10 Exogene Verfärbungsneigung und deren objektive, metrische Auswertung mittels ShadeEye NCC sowie subjektive, visuelle Auswertung durch Probanden

Auftretende Farbveränderungen während der Tragezeit stellen ein komplexes Phänomen dar (Schulze et al. 2003). Auch wenn gegenwärtig noch keine ISO-Norm für einen Verfärbungstest besteht, ist es sinnvoll, Verblendkomposite bzgl. ihrer exogenen Verfärbungsneigung hin zu untersuchen. Das Ausmaß der Verfärbung hängt von verschiedenen Faktoren ab. Zu diesen zählen eine ungenügende Polymerisation (Krejci et al. 1999), eine oberflächlich belassene O₂-Inhibitionsschicht (eigene Untersuchungen), eine unzureichende Politur (Rzanny et al. 2003b), die Polierbarkeit des Verblendkomposites an sich, die Aufrauung während der Gebrauchsperiode durch oberflächenvergrößernde Nahrungsmittel und Medikamente oder durch unsachgemäße Zahnersatzpflege, die Abrasionsfestigkeit sowie die Dauer der Exposition gegenüber oberflächenaktiven und färbenden Stoffen. An einer optimal polierten Oberfläche lagert sich weniger Plaque ab als an einer rauen, jedoch können in der Gebrauchsperiode Mikrorauigkeiten und verfärbende Auflagerungen entstehen. Sobald sich Farbstoffe an der Oberfläche angelagert haben, können diese auch in den Werkstoff eindringen, wobei Wasser als Transportmittel für Pigmente, Farbstoffe und Enzyme fungiert (Khokhar et al. 1991, Um und Ruyter 1991, s. Kap. 6.2.7). Infolgedessen verändern sich sowohl Farbe als auch Transparenz, Ästhetik sowie Oberflächenqualität. Auch ein Abtrag infolge von Oberflächenerweichung durch ausgeschiedene Propion- und Essigsäure oraler Bakterien kommt in Frage.

Interne Verfärbungen sind die Summe von Umbauvorgängen und Alterungsprozessen des Komposites (Venz und Antonucci 1987). Da sich zeigt, dass die Lagerungsart für die Sedimentation von Farbstoffen (bes. bei Rotwein und Schwarztee) eine große Rolle spielt, wurde diese normiert (Cooley und Sanoval 1980): Sinnvoll erscheint eine vertikale Aufhängung an einer der Schmalseiten, sodass beide Breitseiten, auf denen die Auswertung stattfinden soll, rechtwinklig zur Flüssigkeitsoberfläche liegen und sich somit keine Sedimente auf einer der Breitseiten ablagern können, da diese zu einer vermehrten Verfärbung führen.

Für die exogene Verfärbung spielt die Oberflächengüte eine größere Rolle als die Einwirkzeit. Es wird kontrovers diskutiert, ob eine Korrelation zwischen Wasseraufnahme und Verfärbungsneigung besteht. Neben Hofmann (1958) und Seher und Viohl (1992) konnten Rzanny et al. (2003b) in ihren Studien keinen Zusammenhang feststellen, während Reis et al. (2003) im gleichen Jahr postulierten, dass eine geringe Verfärbungstendenz generell mit einer geringen Wasserabsorptionsrate, einem geringem Matrixanteil und ausreichenden Glanz nach Oberflächenbearbeitung korreliert. Auch Øysaet und Ruyter (1986) zeigten: umso höher der Füllkörperanteil, desto geringer die Wasseraufnahme. Cooley und Sandoval (1980) sowie

Peutzfeldt und Asmussen (1990) konnten Wasser eine Farbveränderung im Komposit zuschreiben. Es ist denkbar, dass modernere Komposite sich nicht mehr durch Wasser farbverändern lassen.

Die Auswahl der Färbemedien (allesamt hydrophil) und deren Rezeptur für die vorliegende Arbeit beruhen auf Untersuchungen Raeckes (1979) und Staufeniels (2005).

Nach Rzanny et al. (2007) ist die exogene Verfärbungsneigung der modernen Verblendkomposite deutlich geringer als die der früheren Produkte. Dies kann u.a. der besseren Poliermöglichkeit zugeschrieben werden. Eigenen Untersuchungen zufolge verfärbt sich die ca. 0,1 bis 0,15 mm dicke unpolymerisierte Schmierschicht (O_2 -Inhibitionsschicht) (Janda 1992a und 1992b) um ein Vielfaches mehr als eine glatte, optimal polierte Oberfläche und bestätigt auch Untersuchungen Marxkors und Meiners (1988). Die eigenen Erkenntnisse über Verfärbung auf glatter Oberfläche decken sich mit den Ergebnissen anderer Autoren, die entweder ähnliche verfärbende Flüssigkeiten verwendeten (Manhart et al. 1998, Staufeniels 2005), oder Kombinationen von verfärbenden Flüssigkeiten unter verschiedenen Konditionen untersuchten (Stober 2001). Unter den hier verwendeten extremen Bedingungen verfärben sich die neuen modernen Verblendkomposite insbesondere durch Methylenblau und Rotwein, wobei Erstgenanntes keine klinische Relevanz hat. Aqua destillata hinterlässt wie erwartet keinerlei sichtbare Verfärbung. Ob Verfärbungen durch Tabak und Kaffee sowie Schwarztee sichtbar werden, ist stark werkstoffabhängig, wobei kein Unterschied zwischen Mikrofüller- und Hybridkompositen besteht. Es kann die folgende Reihe mit aufsteigender Färbepotenz resümiert werden: Aqua destillata, Tabak, Schwarztee, Kaffee, Rotwein, Methylenblau. Die Reihenfolge für Tabak, Schwarztee und Kaffee haben bereits auch Rzanny et al. (2006a und 2006b) für drei andere neue Hybridkomposite beschrieben.

Generell gilt, dass oral relevante Färbemedien den Werkstoff verdunkeln sowie gelber oder roter erscheinen lassen. Schulze et al. (2003) erklärt die Gelbfärbung damit, dass vermehrt organische Anteile an der Probenoberfläche zu finden sind. Aufhellungen sind nur in der Anfangsphase zu verzeichnen und können dem Nachhärten und weiteren Zerfall des Campherchinon zugeschrieben werden. Nach Schulze et al. (2003) können nach Alterung auch verbleibende Füllstoffoxide die Kompositoberfläche aufhellen, denn der Refraktionsindex ist für die Füllstoffe größer als für die organische Kompositmatrix (Stover 1995).

Visuelle Beurteilungen sind stark probandenabhängig und wenig reproduzierbar (Kolbeck et al. 2003). Mehrere Faktoren fließen in diese subjektive Beurteilung ein. Es sind die gleichen, die auch bei der Zahnfarbenbestimmung am Patienten zum Tragen kommen: Lichtverhältnisse im Raum, in direkter Umgebung sowie einfallendes Tageslicht, Farbe der Unterlage auf der

die Prüfkörper liegen, Blickwinkel auf die Proben (Sorensen und Torres 1987), Medikamente (u.a. hormonale Kontrazeptiva), die die Farbtüchtigkeit des Betrachters beeinflussen können (Böhme und Böhme 1985), Geschlecht des Betrachters (bei etwa 8 % der Männer und < 1 % der Frauen werden angeborene Farbfehlsichtigkeiten angenommen) (Hopp 2000, Pschyrembel 2007), Oberflächenrauigkeiten des zu untersuchenden Materials (Schulze et al. 2003). Die beurteilenden Personen der vorliegenden Untersuchung sind zu 50 % zahnmedizinisches Personal (Zahnärzte, Zahntechniker und zahnmedizinische Fachangestellte) und somit auf die verschiedenen Zahnfarben geschult. Vier der zehn Probanden sind Männer. Rot-Grün-Blindheit kann bei allen Probanden ausgeschlossen werden. Zur Auswertung herrschen gleichbleibende Verhältnisse. Die Proben werden am Tag unter Tageslicht bei leicht bewölktem Himmel im Halbschatten ohne direkte Sonneneinstrahlung untersucht. Hierzu liegen die Prüfkörper auf einem weißen Blatt Papier, das in einem flachen creme-farbenen Karton liegt. Dieser steht auf einem Tisch mit schwarzer Oberfläche. Keiner der Probanden hat zuvor lange unter einer künstlichen Lichtquelle gearbeitet, ist überarbeitet oder müde. Über die Einnahme von hormonalen Kontrazeptiva der weiblichen Probanden kann keine Angabe gemacht werden. Brillenträger nutzen ihre Sehhilfen, wobei keiner getönte Brillengläser trägt. Aus der Literatur ist bekannt, dass es möglich ist, dass verschiedene Personen ein und denselben Zahn in der Farbe sehr unterschiedlich einschätzen (Culpepper 1970), ja dass sogar in ca. 40 % dieselbe Person denselben Zahn an verschiedenen Tagen unterschiedlich einstuft (Thämert und Musil 1996). Daher ist es denkbar, dass Farbunterschiede um den Schwellenwert (threshold value for clinical detection) herum nur gelegentlich gesehen werden. Eine gute Alternative zur Erhebung von objektiven und gut reproduzierbaren Werten ist der Einsatz von digitalen Farbmessgeräten (Setz et al. 1992). Aqua destillata zeigt keinen sichtbaren Einfluss auf die Kompositfarbe. Die ermittelten Werte entsprechen denen von Manhart et al. (1998), Stober (2001), Engel (2003) und Staufenberg (2005). Ob Wasseraufnahme Farbveränderung verursacht, ist fraglich. Denkbar ist vielmehr, dass Inhaltsstoffe des Komposites während der Inkubation herausgelöst werden und dadurch die Aufhellung verursachen. Weiterhin kann Nachhärtung und weiterer Verbrauch von Campherchinon den optischen Eindruck einer Farbänderung erwecken. Ein direkter Zusammenhang zwischen Wasseraufnahme und Verfärbung ist bisher nur für Ethylenglycoldimethacrylat dokumentiert (Setz und Engel 1994). Auch Tabak und Schwarztee weisen eine nur geringe Verfärbungspotenz auf. Die Lagerung im Tabaksud lässt die Proben gelber und dunkler erscheinen, wobei die Verfärbung nur schwach für das menschliche Auge erfassbar ist. Schwarztee färbt die Proben gegenüber Tabak weniger gelb, wohl aber dunkler. Kaffee zeigt unter allen Färbemedien die drittstärkste Verdunklung. Die

Verfärbungstendenz ist etwas stärker als die von Tabak und Schwarztee und bestätigt die Rangfolge aus früheren Untersuchungen von vier Mikrofüllerkompositen (Luce und Campell 1988). Staufenbiel (2005) hingegen konnte zwischen Kaffee und Tabak kaum Unterschiede herausarbeiten. Hier lagen alle drei Verfärbungen im deutlich sichtbaren Bereich. Stober et al. (2001) und Engel (2003) berichten von einer stärkeren Gelbfärbung durch Kaffee als durch Schwarztee. Diese Aussage kann auch mit dieser Studie belegt werden. Verfärbung durch Rotwein und Methylenblau sind die intensivsten und immer visuell sichtbar. Rotwein zeigt den erwarteten Effekt der Rotfärbung und die zweitstärkste Verdunklung im Test. Methylenblau färbt die Proben blau. Auch Regnet et al. (2003) und Staufenbiel (2005) beschrieben eine stärkere Verfärbungswirkung von Rotwein gegenüber Kaffee. Aufgrund ihrer Versuchsserien schreiben Kolbeck et al. (2003) Kaffee eine stärkere Verfärbungspotenz zu. In den Untersuchungen von Stober et al. (2001) wurde ebenfalls mit Rotwein die stärkste Verfärbung erreicht, da sie keine Tests mit Methylenblau durchführten.

Zwischen den einzelnen Verblendkompositen bestehen nur geringe Unterschiede, die beiden Mikrofüllerkomposite weisen gegenüber den Hybridkompositen eine etwas stärkere Verfärbungsneigung auf, wobei das Mikrofüllerkomposit Vita VM LC sich unter allen getesteten Werkstoffen durch die niedrigste Verfärbungsneigung bei Lagerung in Methylenblau auszeichnet. Die niedrigste Verfärbungsneigung unter Vernachlässigung von Methylenblau kann dialog Occlusal zugeschrieben werden, dicht gefolgt von Cristobal+ (im systemeigenen Ofen polymerisiert), dialog und Ceramage. Gegenüber den drei von Staufenbiel (2005) untersuchten neuen Verblendmaterialien schneiden die hier getesteten Werkstoffe in etwa gleich, in Bezug auf Methylenblau jedoch deutlich schlechter ab. Eine Korrelation zwischen Füllstoffgehalt und Farbbeständigkeit der Verblendwerkstoffe kann nicht nachgewiesen werden. Ebenso fehlt ein Zusammenhang zwischen Wasseraufnahme und exogener Verfärbung, wie er in früheren Untersuchungen beschrieben wurde (Seher und Viohl 1992, Rzanny und Welker 1999). Die von Setz et al. (1992) beschriebene reziproke Korrelation zwischen dem Bis-GMA-Gehalt in der Matrix und der Verfärbungsneigung bestätigt sich nicht.

Eine gerade für das Auge erfassbare Farbänderung muss nicht unbedingt mit der Empfindung eines Makels einhergehen. Die Toleranz reicht meist bis zu einer deutlich sichtbare Verfärbung, die für Peutzfeldt und Asmussen (1990) oberhalb von $\Delta E = 7$ liegt. Die in der Literatur angegebene Wahrnehmungsgrenze für eine sichtbare Verfärbung variiert von Autor zu Autor. Folgende Schwellenwerte wurden beschrieben:

$\Delta E = 0$ bis 2: „nur gering“ bzw. „nicht wahrnehmbar“ (Cross und Moser 1977)

$\Delta E = 1$: Wahrnehmungsgrenze (Seghi et al. 1989)

$\Delta E = 1$ bis 2: „visuell wahrnehmbar“ (Seghi et al. 1989)

$\Delta E = 2$: Wahrnehmungsgrenze (Wozniak 1987)

$\Delta E = 2$ bis 3: „gerade wahrnehmbar“ (Cross und Moser 1977, Seher und Viohl 1992, Eldiwany et al. 1995)

$\Delta E = 3,3$: „visuell akzeptabel“ (Chung und Ruyter 1991)

$\Delta E \geq 3,3$: „deutlich wahrnehmbar“ (Ruyter et al. 1987, Regnet et al. 2003, Schulze et al. 2003)

$\Delta E = 3,7$: Wahrnehmungsschwelle (Johnston und Kao 1989)

$\Delta E > 7$: „in der Mundhöhle nicht mehr akzeptabler Farbunterschied“ (Peutzfeldt und Asmussen 1990)

$\Delta E \geq 10$: „starke“ Verfärbung (Staufenbiel 2005)

In den eigenen Untersuchungen konnten ΔE -Werte größer 5,43 von allen Probanden gesehen werden. Bereits 50 % der Probanden sahen ab $\Delta E < 2,61$ einen Farbunterschied. Daher wird für die Auswertung der in der Literatur beschriebene ΔE -Wert $\leq 3,3$ als Schwellenwert definiert.

Ergänzend werden praxisnahe Verfärbungstests mit dem Plaquerevelator Mira-2-Ton auf glatter und aufgerauter Oberfläche durchgeführt (Anhang – Kap. 9.3.5).

7 Schlussfolgerungen

Die neuen Produkte SR Adoro, Vita VM LC, belleGlass NG, Cristobal+, Ceramage und dialog unterscheiden sich sowohl in ihrer Struktur als auch in den Eigenschaften erheblich, auch wenn sie im Prinzip den gleichen Aufbau aufweisen. Keines der untersuchten Verblendkomposite kann durchgängig alle guten Materialeigenschaften in sich vereinen.

Die modernen Mikrofüllerkomposite sind nicht länger per se den Hybridkompositen unterlegen. Der direkte Vergleich beider Gruppen zeigt, dass keine Unterschiede mehr in Druckfestigkeit, Verbundfestigkeit (unter Verwendung eines funktionierenden Verbundsystems) und Polierbarkeit bestehen, moderne Mikrofüllerkomposite durchaus Biegefestigkeiten von Hybridkompositen erreichen können, jedoch weiterhin niedrigere Härten nach Vickers aufweisen und dass künstliche Stressung durch Thermozyklieren oder Wasserlagerung zur signifikanten Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften beider Gruppen führt.

Die Schmelzmasse dialog Occlusal kann zu jedem Zeitpunkt deutlich höheren Biegekräften und geringfügig höheren Druckkräften Stand halten und zeigt eine höhere Härte nach Vickers gegenüber der Dentinmasse dialog.

Für SR Adoro, belleGlass NG und Cristobal+ ist die Polymerisation unter Druck, Wärme und Schutzgas der Polymerisation unter reiner Lichtzufuhr vorzuziehen, da die mechanischen Eigenschaften (bes. Härte nach Vickers) deutlich verbessert werden können. Stressung führt zwar auch für diese Proben zu einem hoch signifikanten Absinken der Festigkeitswerte, jedoch liegen diese deutlich höher als für Proben, die im Dentacolor XS polymerisiert wurden.

Aufgrund der hohen Elastizitätsmoduln und der relativ hohen Sprödigkeit können in der Praxis Verblendungen aus Ceramage, Cristobal+ und dialog Occlusal vom Metallgerüst abplatzen.

Moderne Verblendkomposite weisen eher eine höhere Resistenz gegenüber Druck- als gegenüber Biegebeanspruchung auf (Ausnahme bildet hierbei Ceramage) und künstliche Stressung hat auf die Biegefestigkeit einen größeren negativen Einfluss als auf die Druckfestigkeit.

Jede Art von Stressung geht mit einer Abnahme der Härte einher. Ein Zusammenhang zwischen Härte nach Vickers und Elastizitätsmodul kann nachgewiesen werden, jedoch findet sich keine Abhängigkeit zum Füllstoffgehalt, zur Aushärtungstiefe und zur Biegefestigkeit.

Die vergleichsweise geringste Abrasionsfestigkeit zeigen die Mikrofüllerkomposite sowie das Hybridkomposit Ceramage, die sich somit eher für Einzelzahnrestorationen eignen. Andernfalls sollten dialog oder Cristobal+ verwendet werden. Eindeutige Zusammenhänge zu anderen Werkstoffeigenschaften können nicht nachgewiesen werden.

Die Höhe der Scherhaftfestigkeit wird sowohl vom verwendeten Verbundsystem inkl. Opaker als auch vom Verblendkomposit selbst bestimmt. Alle systemeigenen Primer-Verbundsysteme-

me erreichen auf Wirobond C nach einen Tag die geforderten Haftwerte, Stressung führt bes. bei Vita VM LC (Konditionierung mit Vita VM LC Bond + Vita VM LC Opaker) zu einem ausgeprägten Absinken der Haftwerte, sodass bereits minimale Belastungen zum Verlust der Verblendungen führen können. Hohe Scherhaftfestigkeit werden nur bei SR Adoro (SR Link + SR Adoro Opaker) und dialog (Sebond Smart + Pastenopaker) erreicht. Eine Konditionierung mit Metal Primer II + Gradia-Opaker (beides GC) erreicht stets hohe Haftwerte, jedoch führt Stressung bei Vita VM LC zu einem deutlichen Absinken der Scherwerte. SR Adoro, Ceramage und dialog zeichnen sich durch sehr hohe Scherhaftfestigkeit aus, die auch durch Stressung nicht unter 20 MPa abfällt, wobei sich Ceramage durch die stabilste Verbundfestigkeit auszeichnet, was den klinischen Langzeiterfolg sichert.

Mit einer Mindestaushärtungstiefe von knapp 4 mm kann bei der maximalen Schichtungsstärke von 2 bis 3 mm stets von einer vollständigen Aushärtung ausgegangen werden.

Vita VM LC ist mit Abstand durch die höchste und auch schnellste Wasseraufnahme gekennzeichnet, gefolgt von Ceramage. Korrelationen zu anderen Eigenschaften (Füllkörpergehalt, exogene Verfärbungsneigung) sowie zwischen aufgenommener Wassermenge und Zeitdauer bis zur vollständigen Sättigung können nicht ermittelt werden.

Zeitlicher Verlauf und Endwert der Polymerisationsschrumpfung zeigen große Unterschiede zwischen den einzelnen Kompositen. Stärkste Kontraktion weisen dialog und dialog Occlusal, die geringste belleGlass NG und Cristobal+ auf. Ein günstiges Schrumpfungsverhalten besitzt belleGlass NG, da der Anstieg der Kontraktion langsam erfolgt. Alle anderen Komposite zeigen sehr hohe initiale Kontraktionen, die schnell hohe Spannungen im Werkstoff verursachen. Ausarbeitungen mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse verursachen auf allen Werkstoffoberflächen hoch signifikante Aufrauungen deutlich über das kritische Maß hinaus, sodass eine anschließende Politur vor Eingliederung unabdingbar ist. Mit Ausnahme des Kunststoff-Polierers ist eine Oberflächenverkleinerung stets unterhalb des Schwellenwertes $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ zu erreichen, mit den Systemen der Gebrüder Brasseler und Super Snap sogar unterhalb von $R_a = 0,1 \mu\text{m}$. Anzahl der Polierer innerhalb eines Systems sowie deren Schaftart (Hand- oder Winkelstück) ist für das Polierergebnis irrelevant.

Vita VM LC zeichnet sich durch die geringste Verfärbungstendenz aus, SR Adoro durch die höchste. Mangelhafte Politur hinterlässt auf Kompositoberflächen eine Schmierschicht sowie eine vergrößerte Oberfläche, die beide eine deutlich höhere Verfärbungstendenz zeigen. Starke exogene Verfärbungen werden bes. durch Methylenblau (jedoch praxisirrelevant) und Rotwein verursacht. Tabak, Schwarztee und Kaffee bewirken geringe bis deutliche Verfärbungen, Aqua destillata hingegen keine.

8 Literaturverzeichnis

1. Academic Centre for Dentistry, Universität Amsterdam und Freie Universität. 2004. Studie zur Aussagekraft elektronischer Farbmessung.
2. Anonymus. 2007. Damit A3 immer A3 ist (Werbeanzeige). DZW, 1(6):5.
3. Arens B. 2008. In vitro Abrasion zahnärztlicher Füllungsmaterialien durch Pulverwasserstrahl und deren Auswertung mit Hilfe eines radioaktiven Tracers [Dissertation]. Berlin: Charité.
4. Armbrrecht E, Gerber A. 1964. Die Schweriner Facettenkrone. Zahntechnik, 5:93-103.
5. Asmussen E, Peutzfeldt A. 1990. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. Scand J Dent Res, 98(6):564-567.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A. 1998. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater, 14(1):51-56.
7. Bärwald R. 2005. In-vitro Untersuchung zum Vergleich von Polymerisationsverfahren anhand von Härteprofilen [Dissertation]. Marburg: Philipps-Universität.
8. Bargel HJ. 2000. Werkstoffprüfung. In: Bargel HJ, Schulze G, Hrsg. Werkstoffkunde. Sechste Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 110-112.
9. Bastioli C, Romano G, Migliaresi C. 1990. Water sorption and mechanical properties of dental composites. Biomaterials, 11(3):219-223.
10. Bath P, Klaiber B, Soltész U. 1985. Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und Quellung von ausgewählten Komposit-Füllungsmaterialien. Fraunhofer Institut für Werkstoffmechanik – IWM, Freiburg. Wissenschaftlicher Bericht, W 2/85.
11. Baucks R, Hannig M. 1995. Oberflächenbearbeitung von Komposit. ZWR, 104(5):372-377.
12. Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R. 1995. Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Omoceren. Dtsch Zahnärztl Z, 50(9):635-638.
13. Bayne SC, Tayler DF, Haymann HO. 1992. Protection hypothesis for composite wear. Dent Mater, 8(5):305-309.
14. Bego. 2009. Gebrauchsanweisung Wirobond C, Versionsnummer 02 DE.
15. Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C. 1992. Surface roughness of finished composite resins. J Prosthet Dent, 68(5):742-749.
16. Blau PJ. 1996. Friction Science and technology. Erste Aufl. New York: Marcel Dekker.
17. Böhme M, Böhme HR. 1985. Der Einfluß hormonaler Kontrazeptiva und des Coffeins auf den Farnsworth-Munsell-100-Hue-Test. Zbl. Gynäkol, 107:1300-1306.

18. Boghosian AA, Randolph RG, Jekkals VJ. 1987. Rotary instrument finishing of micro-filled and small-particle hybrid composite resins. *J Am Dent Assoc*, 115(2):299-301.
19. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. 1997. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater J*, 13(4):258-269.
20. Bowen RL. 1962. Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent # 3066112.
21. Bowen RL. 1979. Compatibility of various materials with oral tissues I: The components in composite restorations. *J Dent Res*, 58(5):1493-1503.
22. Bowen RL, Rapson JE, Dickinson G. 1982. Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res*, 61(5):654-658.
23. Braem M, Finger W, van Doren VE, Lambrechts P, Vanerle G. 1989. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*, 5(5):346-348.
24. Brämer W, Schuster M, Daner KH, Danger R. 1995. Spanende Oberflächenbearbeitung von Edelmetall-Legierungen. *Dent Labor*, 43:653.
25. Brosh T, Ganor Y, Belov I, Pilo R. 1999. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. *Dent Mater J*, 15(3):174-179.
26. Bryant RW, Marzbani N, Hadge KL. 1992. Occlusal margin defects around different types of composite resin restorations in posterior teeth. *Oper Dent*, 17(6):215-221.
27. Budinski KG. 1997. Resistance to particle abrasion of selected plastics. *Wear*, 203:302-309.
28. Büttinghaus F. 2004. Dreikörperverschleiß und Oberflächenermüdung von Kompositfüllungswerkstoffen [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
29. Cahn RW, Haasen P, Kramer EJ. 1992. Medical and dental materials. In: John Wiley & Sons Inc, Hrsg. Materials science and technology: a comprehensive treatment, Band 14. Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft.
30. Chan C, Weber H. 1986. Plaque retention on teeth restored with full ceramic crowns: A comparative study. *J Prosth Dent*, 56(6):666-671.
31. Chung KH. 1990. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*, 69(3):852-856.
32. Chung KH, Greener EH. 1990. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resin. *J Oral Rehabil* 17(5):487-494.

33. Chung M, Ruyter E. 1991. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int*, 22(5):377-386.
34. Clotten S. 2004. Der Einfluss einer vereinfachten Applikationstechnik auf das Randverhalten von Keramikinlays [Dissertation]. Berlin: Charité.
35. Condon JR, Ferracane JL. 1997. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 76(7):1405-1411.
36. Cook WD, Johannson M. 1987. The influence of postcuring on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin. *J Biomed Mater Res*, 21(8):979-989.
37. Cooley RL, Sandoval VA. 1980. Fluoride release and color stability of a fluoride-containing composite resin. *Quintessence Int*, 19(12):899-904.
38. Craig RG. 1979. Selected properties of dental composites. *J Dent Res*, 58(5):1544-1550.
39. Craig RG, Gehring P, Peyton F. 1959. Relation of structure to the microhardness of human dentin. *J Dent Res*, 38(3):624-630.
40. Cross MD, Moser JB. 1977. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resin. *J Oral Rehabil*, 4(4):311-322.
41. Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. 1998. Water sorption, solubility and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent*, 80(4):434-438.
42. Culpepper WD. 1970. A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosth Dent*, 24(2):166-173.
43. Davidson CL, de Gee AJ. 1984. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, 63(2):146-148.
44. Davidson CL, de Gee AJ. 1996. Verschleißverhalten dentaler Composite-Materialien. *Phillip J*, 13(5-6):171-177.
45. Davidson CL, Feilzer A. 1996. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25(6):435-440.
46. Davis EH, von Fraunhofer JA, Wilson GS. 1980. Micro-hardness characteristics of anterior restorative materials. *Br Dent J*, 148(2):37-40.
47. Davis EH, von Fraunhofer JA, Wilson GS. 1981. Abrasive wear characteristics of anterior restorative materials. *Br Dent J*, 151(10):335-338.
48. de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. 1993. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater*, 9(1):11-14.
49. de Gee AJ, Pallav P. 1994. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J*

- Dent, 22 Suppl (1):S21-27.
50. de Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. 1986. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res*, 65(5):654-658.
 51. de Gee AJ, Pallav P, Werner A, Davidson CL. 1990. Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dent Mater*, 6(4):266-270.
 52. Deutsches Institut für Normung e. V. 1976. DIN 6174:1976.
 53. Deutsches Institut für Normung e. V. 1998. DIN EN ISO 4287:1998.
 54. Deutsches Institut für Normung e. V. 1987. DIN 4768: 1990-05.
 55. Deutsches Institut für Normung e. V. 1987. ISO 9917:1987.
 56. Deutsches Institut für Normung e. V. 2001. DIN EN ISO 4049:2001-01. Zahnheilkunde: Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe (deutsche Fassung).
 57. Deutsches Institut für Normung e. V. 2006. DIN EN ISO 6507:2006. Metallische Werkstoffe - Härteprüfung nach Vickers - Teil 1: Prüfverfahren, ISO 6507-1:2005, Deutsche Fassung EN ISO 6507-1:2005.
 58. Deutsches Institut für Normung e. V. 2007. DIN 6174:2000-10.
 59. Deutsches Patent- und Markenamt. 1993. Musil R, Tiller HJ. Method and device for manufacture of a metal plastic composite. Patent # 34 03 894, European Patent # EP0580944.
 60. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. 1994. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater*, 10(6):353-362.
 61. Dombrowsky ME. 2006. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchung von stopfbaren und fließfähigen Kompositmaterialien mit zwei handelsüblichen Hybridkompositen [Dissertation]. Berlin: Charité.
 62. Drummond JL, Botsis J, Zhao D, Samyn J. 1998. Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *Eur J Oral Sci*, 106:661-666.
 63. Dunne SM, Millar BJ. 1996. A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br Dent J*, 180(11):411-416.
 64. Duret F, Pellissier B, Noui H. 2004. Studie Teil 2: Die LED-Lampen der zweiten Generation. *DZ*, 3:52-58.
 65. Eickhoff A. 1979. Wasseraufnahme und Löslichkeit von 16 zahnärztlichen Füllungskunststoffen bei unterschiedlichen Mischungsverhältnissen bzw. Bestrahlungszeiten [Dissertation]. Berlin: Freie Universität.
 66. Eipper PB, Frankowski G, Opielka H, Welzel J, Hrsg. 2004. Ölfarben-Oberflächenreinigung und ihre Überprüfung durch das Rasterelektronenmikroskop, das Niederdruck-Rasterelektronenmikroskop, die Laser-Profilometrie und die 3D-Messung im Streifenprojekti-

- onsverfahren. Erste Aufl. München: Dr. Christian Müller-Straten-Verlag, 83.
67. Eisenkolb F. 1964. Einführung in die Werkstoffkunde, Band II: Mechanische Prüfung metallischer Werkstoffe. Siebente Aufl. Berlin: VEB Verlag Technik.
 68. Ekfeldt A, Oilo G. 1988. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand*, 46(3):159-169.
 69. Eldiwany M, Friedl KH, Powers JM. 1995. Color stability of light-cured and post-cured composites. *Am J Dent*, 8(4):179-181.
 70. El-Hejazi AA. 2001. Water sorption and solubility of hybrid and microfine resins-composite filling materials. *Saudi Dental Journal*, 13(3):139-142.
 71. Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG. 2001. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod*, 23(1):85-90.
 72. Engel A. 2003. Untersuchung von Verfärbungen von fünf lichterhärtenden Verblendkunststoffen durch sieben im Alltag gebräuchliche, verfärbende Substanzen [Dissertation]. Berlin: Freie Universität.
 73. Ernst CP. 2003. Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt*, 93(7):30-40.
 74. Falbe J, Regnitz M, Hrsg. 1995. Römpp Lexikon Chemie. Neunte Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag, 4434-4438.
 75. Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW. 1985. Alternative interpretation of water sorption values of composite resins. *J Dent Res*, 64(1):78-80.
 76. Ferracane JL. 1995. Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4):302-318.
 77. Ferracane JL, Condon JR. 1990. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*, 6(4):282-287.
 78. Ferracane JL, Condon JR. 1992. Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent Mater*, 8(5):290-295.
 79. Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. 1995. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater*, 11(6):354-358.
 80. Finger W. 1975. Elastizität von Composite-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 30(5):345-349.
 81. flohr-Verlag. 2004. Leistungsvergleich – Moderne Kunststoffverblendsysteme im Vergleich. *Zahntech Mag*, 8,(5):287-290.
 82. Freiberg RS, Ferracane JL. 1998. Evaluation of cure, properties and wear resistance of art-

- glass dental composite. *Am J Dent*, 11(5):214-218.
83. Frenzel C , Viohl J. 1994. Biegefestigkeit von neun Kompositen in Abhängigkeit von verschiedenen Reparaturverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z*, 49(9):729-732.
 84. Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. 1966. Relationship between hardness, discoloration and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res*, 45(4):1033-1046.
 85. Gabriel E, Neeser P, Oesman T. 1983. Die quantitative Bestimmung von Festigkeits-eigenschaften und des Löslichkeitsverhaltens von Zahnhartgewebe in Mikrobereichen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 38(12):1097-1099.
 86. Geurtsen W. 1998. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*, 106(2):687-695.
 87. Geurtsen W. 1999. Kunststofffüllung. In: Heidemann D, Hrsg. Kariologie und Füllungs-therapie. Vierte Aufl. München: Urban & Schwarzenberg, 177-218.
 88. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. 1997. Comparative physio-mechanical characterization of new hybrid materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*, 76(4):883-894.
 89. Gnauck M. 2005. Methodenkritische Untersuchungen zur Abrasionssimulation von Kompositen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
 90. Göbel R, Musil R. 1998. Verblendkunststoffe. In: Meiners H, Lehmann KM, Hrsg. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München, Wien: Carl Hanser Verlag, 337-347.
 91. Göbel R, Welker D. 1996. Legierungs-Kunststoff-Verbunde in der Zahnmedizin – experimentelle Stressung und Prüfung. *Swiss Dent*, 11-S:22-28.
 92. Göbel R, Welker D. 1999. Etablierte und neuentwickelte Metall-Kunststoff-Verbundverfahren im experimentellen Vergleich. *Dtsch Zahnärztl Z*, 54(10):644-747.
 93. Göbel R, Welker D. 2000. Anorganische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren: Silikatisierung, Silanisierung, Verzinnen. *Quintessenz Zahntech*, 26(7):733-743.
 94. Göbel R, Welker D. 2001. Organische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren. *Quintessenz Zahntech*, 27(2):197-203.
 95. Göbel R, Welker D. 2004. Welche Faktoren bestimmen die Festigkeit des Legierungs-Kunststoff-Verbundes? *ZWR*, 113(7+8):306-313.
 96. Goldstein GR, Wakenine S. 1989. Surface roughness evaluation of composite resin polishing techniques. *Quintessence Int*, 20(3):199-204.
 97. Grimm WD, Georgi K, Budde E. 1989. Mikrobiell bedingte Plaqueakkumulation an verschiedenen Dentalwerkstoffen. *Quintessenz*, 40(6):1133-1141.
 98. Haller B, Jacob MO. 1998. Beständigkeit der Dentinhaftung von Komposit und Kompo-

- pomer- eine In-vitro-Studie über sechs Monate. *Acta Med Dent Helv*, 3(2):15-22.
99. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. 2002. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*, 18(6):463-469.
 100. Hannig M, Kreuzkamp H, Albers HK. 1994. Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 49(8):595-600.
 101. Hansen EK. 1986. Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resins in dentin cavities. *J Dent Res*, 65(11):1319-1321.
 102. Heidemann D. 1999. Kavitätenpräparation, In: Heidemann D, Hrsg. Kariologie und Füllungstherapie. Vierte Aufl. München: Urban & Schwarzenberger, 81-151.
 103. Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2003a, Hrsg. Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanz. In: Einführung in die Zahnerhaltung. Dritte Aufl. München: Urban & Fischer, 3-12.
 104. Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2003b, Hrsg. Ätiologie, Histologie und Epidemiologie der Karies und anderer Zahnhartsubstanzdefekte. In: Einführung in die Zahnerhaltung. Dritte Aufl. München: Urban & Fischer, 13-59.
 105. Hellwig E, Klimek J, Attin T. 2003c, Hrsg. Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Einführung in die Zahnerhaltung. Dritte Aufl. München: Urban & Fischer, 145-216.
 106. Hermes KJ. 2008. Zum Einfluss der Opakerschichtstärke auf den Verbund zwischen Kompositen und Dentallegierungen nach Thermocycling im Scherversuch [Dissertation]. Tübingen: Eberhard-Karls-Universität.
 107. Hickel R. 1997. Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52(9):572-585.
 108. Hickel R. 2003. Physikalische und klinische Daten zu Kompomer-Füllungsmaterialien. *Dentsply News*, 10-11.
 109. Hilschmann S. 1998. Experimentelle Untersuchung der Aussagekraft rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen von Kompositen auf ihre Biegefestigkeit und ihren E-Modul [Dissertation]. Berlin: Freie Universität.
 110. Hoffmann W. 2009. Teestudie. Internetveröffentlichung. Wien, Institut für Angewandte Tiefenpsychologie. www.ifat.at.
 111. Hofmann M. 1958. Erfahrungen mit kunststoffverkleideten Kronen- und Brückenkonstruktionen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 13(9):502-514.
 112. Hofmann M. 1974. Metallverblendungen durch Kunststoffe. *Dtsch Zahnärztl Z*, 29(5):455-458.

113. Hommelwerke GmbH. 1993. Firmenschrift Rauheitsmessung – Theorie und Praxis.
114. Hopp M. 2000. Farbe live - Perspektiven, Einblicke und Erkenntnisse bei der Zahnfarbbestimmung. Zahn Prax, 3:72-74.
115. Hornbogen E. 1975. The role of fracture toughness in the wear of metals. Wear, 33:251-259.
116. Hosada H, Toshimoto Y, Shigehisa I. 1990. SEM and elemental analysis of composite resins. J Prosthet Dent, 64(6):669-676.
117. Hu X, Shortall AC, Marquis P M. 2002. Wear of three dental composites used different testing conditions. J Oral Rehabil, 29(8):756-764.
118. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. 2003. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompomeren. Dtsch Zahnärztl Z, 58(12):667-673.
119. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. 2005. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. Dtsch Zahnärztl Z, 60(6):321-334.
120. Institut der Deutschen Zahnärzte, Hrsg. 2009. Das Dental Vademekum. Zehnte Auf. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009:954-957.
121. Ishida H, Koenig JL. 1979. Molecular organization of the coupling agent interphase of fiberglass reinforced plastics. J Polym Sci: Polymer Physics Edition. 17(10):1807-1813.
122. Jacobi R. 1995. Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. Phillip J, 12(1-2):33-40.
123. Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I). Quintessenz, 39(6):1067-1073.
124. Janda R, Hrsg. 1989. Kunststoffverbundssysteme. Erste Aufl. Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft mbH.
125. Janda R. 1992a. Kleben und Klebetechniken. Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. Dent Labor, 40:409-415.
126. Janda R. 1992b. Kleben und Klebetechniken. Teil 2: Adhäsiv-Systeme für Zahntechnik und -medizin. Dent Labor, 40:615-628.
127. Janda R. 2000. Verblendkomposits – Werkstoffwissenschaftliche Aspekte. Quintessenz Zahntech, 26(1):53-64.
128. Jesensky I. 1941. Facettenkrone aus Palapont. Zahnärztl Rundsch, 50:1063-1065.
129. Joachim U. 1991. Beitrag zur computergestützten Farbgebung zahnärztlicher Werkstoffe am Beispiel eines mikrogefüllten Composite-Kunststoffes [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
130. Johnston WM, Kao EC. 1989. Assessment of appearance match by visual observation

- and clinical colourimetry. *J Dent Res*, 68(5):812-822.
131. Jørgensen KD, Asmussen E. 1978. Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler – an initial study. *Quintessence Int Dent Dig*, 9(6):73-78.
 132. Jørgensen KD, Hørsted P, Janum O, Krogh J, Schultz J. 1979. Abrasion of class 1 restorative resins. *Scand J Dent Res*, 87(2):140-145.
 133. JP. 2007. Neuer Farbring vorgestellt. *DHZ*, 2:74.
 134. Jung M. 1997. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent*, 22(3):98-104.
 135. Jung M. 1998. Ausarbeitung und Politur von laborgefertigten Keramik- und Kompositinlays in vitro und in vivo [Habilitation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
 136. Kalachandra S. 1989. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater*, 5(4):283-288.
 137. Kappert HF. 1999. Metalle in der Zahnmedizin und ihre Verarbeitung aus klinischer Sicht. In: Strub JR, Türp LC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, Hrsg. *Curriculum Prothetik, Band 2: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik*. Zweite Aufl. Berlin: Quintessenz.
 138. Keller G, Willershausen B, Ernst CP, Vrana S. 1999. Überprüfung von drei Komposit-Materialien auf ihren extrahierbaren Restmonomergehalt mittels HPLC-Methode. *Acta Med Dent Helv*, 4:68–74.
 139. Kerschbaum T, Seth M, Teeuwen U. 1997. Verweildauer von kunststoff- und metallkeramisch verblendeten Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52(6):404-406.
 140. Khokhar ZA, Razzog ME, Yaman P. 1991. Color stability of restorative resins. *Quintessenz Int*, 22(9):733-737.
 141. Kim KH, Park JH, Kishi T. 1994. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *J Dent Res*, 73(2):499-504.
 142. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. 1999. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont*, 12(5):432-438.
 143. Koke U, Daum J, Rammelsberg P, Gilde H. 2003. Untersuchung zur Zwei-Medien-Abrasion von Titanverblendkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 58(6):343-346.
 144. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang G, Handel G. 2003. Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach künstlicher Alterung, Verfärbungslagerung und Reinigung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 58(1):14-18.
 145. Kollmannsperger P. 1977. Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites. *Dtsch*

- Zahnärztl Z, 32(12):952-954.
146. Kollmannsperger P. 1978. Biegefestigkeit von Kompositen nach Wasserlagerung von einem Tag bis drei Monate. Dtsch Zahnärztl Z, 33(7):477-479.
 147. Kollmannsperger P. 1979. Biegefestigkeit und Biegemodul von 2 photopolymerisierenden Füllungskunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z, 34(9):681-683.
 148. Kollmannsperger P, Venz S. 1980. Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungskunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z, 35(10):934-938.
 149. Koolman J, Moeller H, Röhm KH, Hrsg. 1998. Kaffee, Käse, Karies - Biochemie im Alltag. Erste Aufl. Weinheim: Wiley-VCH, 66.
 150. Körber KH, Hrsg. 1995: Funktionslehre. In: Zahnärztliche Prothetik, Vierte Aufl., Stuttgart, New York: Georg-Thieme-Verlag, 3-7.
 151. Krämer A, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Kratzenstein B. 1989. Zur Benetzbarkeit verschiedener Zahnersatzmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z, 44(10):788-790.
 152. Krämer A, Netuschil L, Simonis A. 1990. Plaqueanlagerung an verschiedenen Verblendkunststoffen – eine klinische Studie. Dtsch Zahnärztl Z, 45(8):482-484.
 153. Krejci I, Lutz F, Boretti R. 1999. Resin composite polishing--filling the gaps. Quintessence Int, 30(7):490-495.
 154. Kullmann W, Hrsg. 1990. Grundlagen zahnärztlicher Restaurationskunststoffe. In: Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen. München, Wien: Hanser Verlag, 76.
 155. Kunzelmann KH. 1996a. Glass-ionomer cements, cermet cements, „hybrid“-glass-ionomers and compomers - laboratory trials - wear resistance. Proceedings of Conference on Clinically Appropriate Alternatives to Amalgam: Biophysical Factors in Restorative Decision-Making. Trans Acad Dent Mater, 9:89-104.
 156. Kunzelmann KH. 1996b. Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro [Habilitation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
 157. Labella R, Davy KW, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. 1998. Monomethacrylate co-monomers for dental resins. Eur J Oral Sci, 106(3):816-824.
 158. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. 1987. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. Oper Dent, 12(2):53-78.
 159. Lang BR, Jaarda M, Wang RF. 1992. Filler particlesize and composite resin classification systems. J Oral Rehabil, 19(6):569-584.
 160. Lehmann KM, Hellwig E, Hrsg. 1998. Aufbau der Zähne und Zahnreihen. In: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde, Achte Aufl. München: Urban & Schwarzen-

- berg, 11-52.
161. Leinfelder KF. 1989. Composite resins: properties and clinical performance. In: O'Brien WJ, Hrsg. *Dental Material: Properties and Selection*. Chicago: Quintessence Publishing Company Inc.
 162. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos JFF, Wall JT. 1980. Five-year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resins. *Oper Dent*, 5(2):57-65.
 163. Lenk-Mimietz K. 1995. Werkstoffkundliche Untersuchung zweier experimenteller lichthärtender Füllungscomposits im Vergleich zu fünf kommerziellen Composite-materialien [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
 164. Leung RL, Fan PL, Johnston WM. 1983. Postirradiation polymerization of visible light-activated composite resin. *J Dent Res*, 62(3):363-365.
 165. Leung RL, Adishian SR. 1985. Postirradiation comparison of photoactivated composite resins, *J Prosthet Dent* 54(5):645-649.
 166. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. 1985. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, 64(12):1396-1401.
 167. Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. 2002. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dent Mater*, 18(1):1-11.
 168. Linß S. 2008. Halogen-, LED- oder Plasma-Licht?: eine werkstoffkundlich-experimentelle Studie zur Photopolymerisation ausgewählter Komposite [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
 169. Lubberich AC, Walkenbach K. 1997. Kunststoff versus Keramik in der Kombinations- und Implantatprothetik. *Quintessenz Zahntech*, 23(5):615.
 170. Luce MS, Campbell CE. 1988. Stain potential of four microfilled composites. *J Prosthet Dent*, 60(2):151-154.
 171. Ludwig K. 1997. Werkstoffkunde der Verblendwerkstoffe. *Quintessenz Zahntech*, 23(5):683-692.
 172. Ludwig K. 2005. Metall-Kunststoff-Verbundsysteme. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Achte Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag, 251-272.
 173. Lutz F, Imfeld T, Mörmann W. 1981. Komposits: Mikrofüller, Füllstoffgehalt und Polierbarkeit. Schlagworte und ihre Bedeutung. *Swiss Dent*, 2(1-2):19-24.
 174. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. 1992. Lichtpolymerisation, Grundlagen und Tipps für die korrekte Anwendung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 102(5):574-588.
 175. Lutz P, Phillips RW. 1983. A classification and evaluation of composite resin systems.

- J Prosthet Dent, 50(4):480-488.
176. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. 1983. Komposits – Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd, 93(10):914-929.
 177. Mahoney E, Holt A, Swain M V, Kilpatrick N. 2000. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: An ultra-micro-indentation study. J Dent, 28(8):589-594.
 178. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. 2001. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. J Prosthet Dent, 85(4):386-395.
 179. Manhart J, Hickel R, Powers JM. 1998. Color Stability of Hybrid Composites and Compomers. Klinikum München, Originalarbeit.
 180. Manhart J, Hollwich B, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R. 1999. Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z, 54(2):89-95.
 181. Marshall GW Jr, Marshall SJ, Bayne SC. 1988. Restorative dental materials: scanning electron microscopy and x-ray microanalysis. Scanning Microsc, 2(4):2007-2028.
 182. Marth W, Hrsg. 1969. Bestrahlungstechnik an Forschungsreaktoren. Erste Aufl. München: Georg-Thieme-Verlag.
 183. Martin N, Jedyakiewicz N. 1998. Measurement of water sorption in dental composites. Biomaterials, 19(1-3):77-83.
 184. Marx H, Müller K. 1971. Ein neues Härtemessverfahren und seine Anwendung bei der Untersuchung dentaler Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 26(7):758-763.
 185. Marxkors R, Meiners H, Hrsg. 1988. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Dritte Aufl. München, Wien: Carl Hauser Verlag.
 186. Mathé G, Hrsg. 1954. Kunststoffe bei Kronen und Brücken. München: Urban und Schwarzenberg.
 187. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. 1997. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent, 25(3-4):321-330.
 188. Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson SA. 1996. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentin using an indentation technique. Archs Oral Biol, 41(6):539-545.
 189. Mott BW. 1957. Die Mikrohärteprüfung. Frank KF, Hrsg. Stuttgart: Berliner Union.
 190. Musil R, Tiller HJ. 1984. Die molekulare Kopplung der Kunststoff-Verblendung an die Legierungsoberfläche. Dent Labor, 32(10):1155-1161.

191. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. 2004. In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater*, 20(1):63-71.
192. Nagem FH, D'Azevedo MT, Nagem HD, Marsola FP. 2003. Surface roughness of composite resin after finishing and polishing. *Braz Dent J*, 14(1):37-41.
193. Özcan M. 2003. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*, 30(2):194-203.
194. Ortengren U. 2000. On composite resin materials. Degradation, erosion and possible adverse effects in dentists. *Swed Dent J Suppl*, (141):1-61.
195. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. 2001. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*, 28(12):1106-1115.
196. Ottl P, Schmitz C, Janda R, Weigl P. 1995. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen licht-, heiß- und autopolymerisierender Kunststoffe für Aufbissschienen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 50(6):471-474.
197. Øysaet H, Ruyter IE. 1986. Water Sorption and Filler Characteristics of Composites for Use in Posterior Teeth. *J Dent Res*, 65(11):1315-1318.
198. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. 1992. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67(3):325-327.
199. Pearson GJ, Braden M. 1977. The effect of longterm water immersion on composite filling materials. *J Dent Res*, 56:126, Abstr. No. 150.
200. Pearson GJ, Longman CM. 1989. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil*, 16(1):57-61.
201. Pelka M, Frankenberger R, Sindlinger R, Petschelt A. 1998. Verschleißsimulation natürlicher Zahnhartsubstanzen im abrasiven Kontakt. *Dtsch Zahnärztl Z*, 53(1):61-64.
202. Peters H. 1979. Einfluss des Wasserzutritts während der Polymerisation von zahnärztlichen Füllungskunststoffen auf die Biegefestigkeit und den Biegemodul [Dissertation]. Berlin: Charité.
203. Peters M. 2004. Einfluß verschiedener Parameter auf die Polymerisation von Befestigungskompositen [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
204. Petrin P. 1984. Vergleichende Mikrohärtebestimmungen an modernen Kompositmaterialien. *Österr Z Stomatol*, 81:165-169.
205. Peutzfeldt A, Asmussen E. 1990. Color stability of three composite resins used in the inlay/onlay technique. *Scand J Dent Res*, 98(3):257-260.

206. Peutzfeldt A, Asmussen E. 2000. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two composites. *J Dent*, 28(6):447-452.
207. Pfeiffer P. 1991. Chemischer Verbund von Klebern und Palladium-Legierungen. *ZWR*, 100:292-298.
208. Pfeiffer P, Marx R. 1989. Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 99(7):782-786.
209. Pilo R, Cardash HS. 1992. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*, 8(5):299-304.
210. Pioch T, Dörfer C, Staehle HJ. 1998. Komposite. In: Meiners H, Lehmann KM, Hrsg. *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Erste Aufl. München, Wien: Carl Hanser Verlag, 132-137.
211. Polleter H. 2002. Die ästhetische Verblendung aus Kunststoff. *Quintessenz Zahntech*, 28(5):520-527.
212. Powers JM, Fan PL. 1980. Erosion of composite resins. *J Dent Res*, 59(5):815-819.
213. Price RB, Derand T, Loney RW, Andreou P. 2002. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent*, 15(1):47-53.
214. Pschyrembel, *Klinisches Wörterbuch*. 2007. Zweihunderteinundsechzigste Aufl. Berlin, New York: de Gruyter.
215. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. 1990. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. *J Clin Periodontol*, 17(3):138-144.
216. Quirynen M, Bollen CML, Papaioannou W, van Eldere J, van Steenberghe D. 1996. The influence of titanium abutments surface roughness on plaque accumulation and gingivitis. short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11(2):169-178.
217. Rabinowicz E. 1965. Friction and wear of materials. Zweite Aufl. United States: John Wiley & Sons, Inc.
218. Raecke H. 1979. Farbveränderungen von zahnärztlichen Kunststoffen durch Bestrahlung mit XENON-Lampen [Dissertation]. Berlin: Charité.
219. Rees JS, Jacobsen PH. 1993. The elastic moduli of enamel and dentine. *Clin Mater*, 14(1):35-39.
220. Regnet T, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. 2003. Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach Verfärbungslagerung und Reinigung mit und ohne vorher-

- gehende künstliche Alterung. Poster der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Regensburg auf der 127. Tagung der DGZMK in Aachen im Oktober 2003.
221. Reinhardt KJ, Vahl J. 1977. Aushärtung photopolymerisierbarer Versiegelungsmaterialien in verschiedenen tiefen Schmelzzonen (in vitro). Dtsch Zahnärztl Z, 32(11):848-852.
 222. Reinhardt KJ, Vahl J. 1978. Einfluss von Sauerstoff und Feuchtigkeit auf UV-polymerisierbare Versiegelungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z, 33(6):384-387.
 223. Reinhardt KJ, Vahl J. 1979. Ein Vergleich lichthärtender und UV-polymerisierbarer Versiegler und Komposite. Dtsch Zahnärztl Z, 34(3):245-250.
 224. Reinhardt KJ, Vahl J. 1980. Restmonomergehalt und Wasseraufnahme UV-polymerisierbarer Adhäsive und Füllungskunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z, 35(5):564-570.
 225. Reinhardt KJ, Vahl J. 1983. Die Bedeutung des Elastizitätsmoduls für die Randständigkeit von Kompositen (1. Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z, 38(10):946-948.
 226. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. 2003. Effects of finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. Dent Mater, 19(1):12-18.
 227. Riehle M, Simmchen E, Hrsg. 1997. Eigenschaften der Werkstoffe und ihre Prüfung. In: Grundlagen der Werkstofftechnik. Erste Aufl. Stuttgart: Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, 80-226.
 228. Rimpler M, Holland-Moritz R, Giebel G, Depping. 1982. Klebungen in der Mundhöhle. Dtsch Zahnärztl Z, 37(3):321-324.
 229. Plath C. 2006. Ästhetik von Kompositen und Materialaspekte – Komposite gestern und heute (5): Schönheitswahn oder Schönheit wahren. DZW, 39:13-15.
 230. Rose A. 2004. Moderne Kunststoffverblendsysteme. Zahntech Mag, 8(12):932-937.
 231. Rosentritt M, Lang R. 1998. Veränderung der Farbe von Füllungs- und Verblendkompositen durch Kurzzeit UV-Exposition. Dtsch Zahnärztl Z, 53(9):655-658.
 232. Roulet JF, Hrsg. 1987. Degradation of dental polymers. München, Basel: Karger.
 233. Rufke B. 1977. Verhalten gegenüber Medien. In: Schmiedel H, Bartnig K, Hauptmann P, Kießling D, Schiefer H, Schröder E, Rufke B, Hrsg. Prüfung hochpolymerer Werkstoffe. Leipzig: VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, S. 349-353.
 234. Rühmann F, Lutz F. 1981. Komposits – Lichthärtung. Technische Spielerei oder Fortschritt? Swiss Dent, 2(4):71-76.
 235. Ruyter IE, Nilner K, Möller B. 1987. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. Dent Mater, 3(5):246-251.

236. Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D, Facht M. 2003a. Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. Dtsch Zahnärztl Z, 58(9):533-537.
237. Rzanny A, Göbel R, Küpper H. 2007. Moderne Verblendkomposite – ein werkstoffkundlicher Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z, 62(11):733-746.
238. Rzanny A, Göbel R, Küpper H. 2006a. Neuste Verblendkomposite – eine werkstoffkundliche Studie. Quintessenz Zahntech, 32(11):1296-1310.
239. Rzanny A, Göbel R, Angeli C. 2006b. Neueste Verblendkomposite – eine werkstoffkundliche Studie. Vortrag anlässlich der 35. Tagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie e.V. in Stuttgart vom 25.-27. Mai 2006.
240. Rzanny A, Göbel R, Welker D. 1995. Quasistatische Prüfung an 21 Füllungs- und Verblendkomposits. ZWR, 104(10):698-703.
241. Rzanny A, Göbel R, Welker D. 2003b. Moderne Verblendkunststoffe – eine werkstoffkundliche Studie. Quintessenz Zahntech, 29(1):58-72.
242. Rzanny A, Welker D. 1997. Aktuelle Komposite im werkstoffkundlichen Vergleich. ZMK, 13(4):30-34.
243. Rzanny A, Welker D. 1998. Werkstoffkundliche Eigenschaften von Feinst-Hybrid-Komposits und Kompomeren. ZWR, 107(12):743-748.
244. Rzanny A, Welker D. 1999. Verblendkomposits im werkstoffkundlichen Vergleich: Artglass, Sinfony und Targis. ZT- Magazin für innovative Zahntechnik, 4(6):331-336.
245. Rzanny A, Welker D. 2000. Bearbeitung moderner Verblend- und Füllungskomposite. Teamwork Interdisziplin J Proth Zahnheilkd, 3(2):203-212.
246. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. 2002. Dynamic and elastic moduli of elasticity of resin materials. Dent Mater, 18(1):64-71.
247. Sachs L, Hrsg. 1999. Angewandte Statistik. Neunte Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
248. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. 1992. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. J Dent, 20(3):183-188.
249. Sandock-Ladwig J. 1980. Polymerisationstiefen zahnärztlicher, UV-härtender Füllungskunststoffe [Dissertation]. Berlin: Freie Universität.
250. Satou N, Khan AM, Matsumae I, Satou J, Shintani H. 1989. In vitro color change of composite-based resins. Dent Mater, 5(11):384-387.
251. Schmiedel H, Hrsg. 1992. Flüssige, gas- oder dampfförmige Medien. In: Handbuch der Kunststoffprüfung. München, Wien: Hanser Verlag, 318-321.
252. Schulze K, Tinschert J, Marshall SJ, Marshall GW. 2003. Der Einfluss der Alterung

- auf die Farbbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit von Kompositen. Dtsch Zahnärztl Z, 58(5):266-272.
253. Schwartz JI, Söderholm KJ. 2004. Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites. Acta Odontol Scand, 62(2):102-106.
254. Schwickerath H. 1980. Wasseraufnahme von Kunststoffen im Langzeitversuch. Dtsch Zahnärztl Z, 35(10):931-933.
255. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. 1989. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. J Dent Res, 68(12):1760-1764.
256. Seher J, Viohl J. 1992. In vitro - Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung. Dtsch Zahnärztl Z, 47(9):634-636.
257. Setz J, Engel E. 1994. Klinische Untersuchung zur Farbbeständigkeit von Verblend-kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z, 49(9):735-737.
258. Setz J, Geis-Gerstorfer J, Lin W. 1991. Zum Einfluss anorganischer Füller auf die Ei-genschaften lichpolymerisierender Komposite. Dtsch Zahnärztl Z, 46(10):657-660.
259. Setz J, Geis-Gerstorfer J, Weber H. 1992. Objektive Zahnfarbenbestimmung, Fehler-quellen werden ausgeschaltet. Dent Labor, 40(4):667-670.
260. Singer F, Hrsg. 1961. Die amerikanische Standardmethode der Verblendkronen und ihre klinisch-ästhetische Bedeutung. In: Zahnmedizin im Bild 2, 73-74.
261. Siegel SC, von Fraunhofer JA. 1999. Dental cutting with diamond burs: heavy-handed or light-touch?, J Prosthodont, 8(1):3-9.
262. Skørland K, Hensten-Pettersen A, Orstavik D, Söderholm KJ. 1982. Tooth colored dental restorative materials: porosities and surface topography in relation to bacterial ad-hesion. Acta Odontol Scan, 40(2):113-120.
263. Söderholm KJ. 1981. Degradation of glass filler in experimental composites. J Dent Res, 60(11):1867-1875.
264. Söderholm KJ. 1983. Leaking of fillers in dental composites. J Dent Res, 62(2):126-130.
265. Söderholm KJ. 1985. Filler system and resin interface. In: Vanherle G, Smith DC, Hrsg. Posterior composite resin dental restorative materials. Utrecht: Peter Szule Publica-tion Co, 139-159 .
266. Söderholm KJ. 1989. Die hydrolytische Degradation von Composites - Teil II: Folgen für die Anwendung in der Praxis. Phillip J, 6(1):75-78.
267. Söderholm KJ, Roberts M. 1990. Influence of water exposure on the tensile strength of compsites. J Dent Res, 69(12):1812-1816.

268. Söderholm KJ, Yang MC, Garcea I. 2000. Filler particle leachability of experimental dental composites. *Eur J Oral Sci*, 108(6):555-560.
269. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Berman M. 1984. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res*, 63(10):1248-1254.
270. Soltész U, Kaiber B, Butz W. 1984. Festigkeits- und Abrasionsverhalten von quarzgefüllten Kompositen nach Alterung und Thermocycling. *Dtsch Zahnärztl Z*, 39(2):101-104.
271. Sorensen JA, Torres TJ. 1987. Improved colour matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *J Prosthet Dent*, 58(2):133-139.
272. SP. 2007. *Zahnärztl Mitt*, 97(6):138.
273. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. 1998. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 26(2):137-147.
274. Spears IR. 1997. A three-dimensional finite element model of prismatic enamel: a reappraisal of the data of the Young's modulus of enamel. *J Dent Res*, 76(10):1690-1697.
275. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Pallschaet AJ. 1987. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*, 66(8):1346-1349.
276. Städtler P. 2005. Füllungstherapie mit Kompositmaterialien und Glasionomerzementen. In: Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Zweite Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag, 178.
277. Staufenbiel A. 2005. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen marktgängiger und neu entwickelter Verblendkomposite [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
278. Stober T, Gilde H, Lenz P. 2001. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater*, 17(1):87-94.
279. Stover JC, Hrsg. 1995. *Optical Scattering: Measurement and analysis*. Zweite Aufl. Bellingham, Washington: SPIE.
280. Suh NP, Hrsg. 1986. *Tribophysics*. Erste Aufl. New Jersey: Prentice-Hall.
281. Suzuki S, Tso RC, Suzuki SH, Leinfelder KF. 1995. Enamel wear against various posterior composite resins. *J Dent Res*, 74(Sp.Iss.):90(Abstact #632).
282. Tabor D. 1951. *The Hardness of Metals*. Oxford University Press.
283. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wasaka K, Yamaki M. 1991. Residual monomers

- (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabil*, 18(4):353 -362.
284. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. 2000. Comparative evaluation of sondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. *J Oral Rehabil*, 27(4):288-293.
 285. Taylor DF, Kalachandra S, Sankarapandian M, McGrath JE. 1998. Relationship between filler and matrix resin characteristics and the properties of uncured composite pastes. *Biomaterials*, 19(1-3):197-204.
 286. Thämert G, Musil R. 1996. Zahnfarbenbestimmung mit objektiven Messverfahren – Problemstellung und mögliche Lösungsansätze. *Swiss Dent*, 11(S),33-36.
 287. Thompson LR, Miller EG, Bowles WH. 1982. Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *J Dent Res*, 61(8):989-992.
 288. Thompson VP, Williams EF, Bailey WF. 1979. Dental Resins with reduced shrinkage during hardening. *J Dent Res*, 58(5):1522-1532.
 289. Thormann J, Lutz F. 1999a. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten, I: Prüfungsprotokoll. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 109(11):1191-1202.
 290. Thormann J, Lutz F. 1999b. Typenprüfung von Lichtpolymerisationsgeräten, II: Stand 1998. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 109(12):1299-1323.
 291. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. 2003. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent*, 31(1):43-50.
 292. Touati B, Miara D, Nathanson D. 2001. Keramik-Inlays und Onlays. In: Touati B, Miara D, Nathanson D, übersetzt und bearbeitet durch Schmalz G, Federlin M, Hrsg. *Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen*. München, Jena: Urban & Fischer Verlag, 288-291.
 293. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. 1998. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent*, 79(4):372-377.
 294. Um CM, Ruyter IE. 1991. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessenz Int*, 22(5):377-386.
 295. van Dijk J, Herkströter F, Busscher H, Weerkamp A, Jansen H, Arends J. 1987. Surface-free energy bacterial adhesion. An in vivo study in beagle dogs. *J Clin Periodontol*, 14(5):300-304.
 296. Venz S. 1979. Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Biegefestigkeit, Steifigkeit, Biegemodul, Füllstoffgehalt und Bruchflächenstruktur an 7 Füllungskunststoffen. *ZWR*, 88(13):604-606.

297. Venz S, Antonucci JM. 1987. Effect of photoaccelerators on curing and discoloration of composites. J Dent Res, 66(Sp.Iss.):246(Abstrakt #1113).
298. Verordnung über Tabakerzeugnisse. 2008. Tabakverordnung vom 20. Dezember 1977, BGBl I S 2831, letzte Änderung 14. Juli 2008 (Artikel 1)
299. Viohl J. 1974. Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z, 29(5):442-449.
300. Viohl J. 1980. Klinische Bedeutung der Biegeeigenschaften bei Füllungswerkstoffen. ZWR, 89(8)43-46.
301. Viohl J. 1982. Polymerisationstiefe von photopolymerisierenden Füllungsstoffen. Dtsch Zahnärztl Z, 37(2):194-196.
302. Viohl J. 1985. Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Fünfte Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag, 135-172.
303. Viohl J, Gerhardt P. 1975. Wasseraufnahme und Löslichkeit von 4 Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von der Probenstärke und der Zeit. Dtsch Zahnärztl Z, 30(5):340-344.
304. VITA Zahnfabrik. 2004. Studie zur Aussagekraft elektronischer Farbmessung. http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/de/de_3050502.pdf
305. Weber T. 2003. Klassifikation der Kompositmaterialien. In: Weber T, Hrsg. Memorix Zahnmedizin. Zweite Aufl. Stuttgart: Georg-Thieme-Verlag, 340.
306. Weeber J. 2004. Vergleichende werkstoffwissenschaftliche Untersuchung zweier handelsüblicher Hybrid-Komposite, zweier Kompomere und zweier Ormocere [Dissertation]. Berlin: Charité.
307. Weikart P, Hrsg. 1950. Leitfaden der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Erste Aufl. München: Carl-Hanser Verlag, 97.
308. Welker D. 1980a. Untersuchungen über den Einfluss von Mischungsverhältnis sowie manuellem und maschinellem Mischen auf physikalische Eigenschaften von Komposits. Zahn Mund Kieferheilkd, 68(4):327-344.
309. Welker D. 1980b. Porosität von Komposits in Abhängigkeit von Pulver-Flüssigkeits-Quotient, Mischprozess und Applikationsmethode. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd, 90(4):315-325.
310. Welker D. 1981. Verarbeitungseigenschaften von Composites in Abhängigkeit von Pulver- Flüssigkeits-Relation und Mischprozess. Stomatol DDR, 31(1):6-15.
311. Welker D, Rzanny A, Göbel R. 2004. Werkstoffkundliche Fortschritte bei Kunststoff-

- Verblendungen? *Zahntech Mag*, 8(9):514-522.
312. Wendt SL Jr. 1987. The effect of heat used as a sondary cure upon the physical prop-
erties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and
marginal dimensional stability. *Quintessence Int*, 18(4):265-271.
 313. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. 1993. Composite resin in the 21st
century. *Quintessence Int*, 24(9):641-658.
 314. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. 1991. The
surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic rough-
ness of dental resin composites. *J Dent Res*, 70(9):1299-1305.
 315. Williams DF. 1992. Materials science and technology. In: John Wiley & Sons Inc,
Hrsg. Materials science and technology: a comprehensive treatment, Band 14. Weinheim:
VCH Verlagsgesellschaft.
 316. Wirz J. 1997. Kunststoff oder Keramik? – Dies wird zur Frage der Zukunft. *Quintes-
senz Zahntech*, 23(5):595.
 317. Wozniak WT, Hrsg. 1987. Proposed guidelines for the acceptance program for dental
shade guide. Chicago: Am Dent Assoc, 1-2.
 318. Yamaga T, Sato Y, Akagawa Y, Taira M, Wakasa K, Yamaki M. 1995. Hardness and
fracture toughness of four commercial visible light-cured composite resin veneering mate-
rials. *J Oral Rehabil*, 22(12):857-863.
 319. Yamaguchi Y, Hrsg. 1990. Tribology series, Band 16: Tribology of plastic materials.
Erste Aufl. Amsterdam: Elsevier.
 320. Yap AU, Ng SC, Siow KS. 2001. Soft-start polymerization: Influence on effectiveness
of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, 26(3):260-266.
 321. Yap AU, Wang HB, Siow KS, Gan LM. 2000. Polymerization shrinkage of visible-
light-cured composites. *Oper Dent*, 25(2):98-103.
 322. Yuasa S. 1990. Influences of composition on brush wear of composite resins. Influe-
nces of particle size and content of filler. *Shika Zairyo Kikai*, 9(4):659-678.
 323. Zanghellini G, Voser D. 1993. Eigenschaften von Verblendkunststoffen nach ISO-
Standard 10477. *Vivadent Report*, 8:13-18.
 324. Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. 2004. Sliding wear of 19
commercially available composites and compomers. *Dent Mater*, 20(3):277-285.
 325. Zappini G. 2004. Physikalische Eigenschaften von Dentalmaterialien: Was ist ihre
Bedeutung? *Ivoclar Vivadent Report*, 15:4-23.
 326. 3M ESPE. 2003. EliparTM FreeLight 2. Technisches Produktprofil.

9 Anhang

Die im Anhang verwendeten Abkürzungen sind dem Abkürzungsverzeichnis zu entnehmen.

9.1 Tabellenanhang (Ergebnis- und Statistiktabelle)

9.1.1 Biegefestigkeit

Tab. 17: Biegefestigkeit [MPa]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
AD – TPu	97	8,6	8,8	51	5,6	11,1	85	13,5	15,9
AD – DXS	99	7,9	8,0	68	6,5	9,6	74	13,0	17,6
VI – DXS	119	21,0	17,6	59	5,1	8,6	99	9,1	9,2
BG – FO	112	9,2	8,2	65	8,2	12,7	70	13,5	19,2
BG – DXS	96	6,4	6,6	37	3,3	8,9	66	4,5	6,8
CE – DXS	135	8,7	6,5	96	12,7	13,3	94	7,9	8,4
CR – C	133	19,8	14,9	108	10,7	9,9	104	13,4	12,9
CR – DXS	138	5,8	4,2	77	13,2	17,1	99	14,3	14,4
DD – DXS	106	13,0	12,3	71	9,9	14,0	74	14,0	19,0
DO – DXS	129	13,2	10,2	93	9,2	9,9	103	21,2	20,6

Tab. 18: t-Test Biegefestigkeit innerhalb eines Werkstoffs

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu	+	+	-
AD – DXS	+	-	+
VI – DXS	+	+	-
BG – FO	+	-	+
BG – DXS	+	+	+
CE – DXS	+	-	+
CR – C	+	-	+
CR – DXS	+	+	+
DD – DXS	+	-	+

Tab. 19: t-Test Biegefestigkeit aller Werkstoffe untereinander nach 1 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	-	/							
BG – FO	+	+	-	/						
BG – DXS	-	-	+	+	/					
CE – DXS	+	+	-	+	+	/				
CR – C	+	+	-	+	+	-	/			
CR – DXS	+	+	-	+	+	-	-	/		
DD – DXS	-	-	-	-	-	+	+	+	/	
DO – DXS	+	+	-	+	+	-	-	-	+	/

Tab. 20: t-Test Biegefestigkeit aller Werkstoffe untereinander nach 25.000 TLW

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	+	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	-	-	/						
BG – DXS	+	+	+	+	/					
CE – DXS	+	+	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	+	+	-	/			
CR – DXS	+	-	+	-	+	+	+	/		
DD – DXS	+	-	+	-	+	+	+	-	/	
DO – DXS	+	+	+	+	+	-	+	+	+	/

Tab. 21: t-Test Biegefestigkeit aller Werkstoffe untereinander nach 90 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	-	+	/							
BG – FO	-	-	+	/						
BG – DXS	+	-	+	-	/					
CE – DXS	-	+	-	+	+	/				
CR – C	+	+	-	+	+	-	/			
CR – DXS	-	+	-	+	+	-	-	/		
DD – DXS	-	-	+	-	-	+	+	+	/	
DO – DXS	-	+	-	+	+	-	-	-	+	/

Tab. 22: t-Test Biegefestigkeit; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und systemeigenen Öfen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu / AD – DXS	-	+	-
BG – FO / BG – DXS	+	+	-
CR – C / CR – DXS	-	+	-

Tab. 23: Biegung [%]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
AD – TPu	2,1	0,3	14,2	1,0	0,1	11,3	1,7	0,2	14,1
AD – DXS	1,9	0,1	5,5	1,4	0,2	14,35	1,5	0,2	15,2
VI – DXS	3,3	0,4	10,8	1,7	0,1	8,4	3,1	0,3	9,7
BG – FO	1,5	0,1	9,2	1,0	0,2	15,4	1,2	0,3	22,9
BG – DXS	1,5	0,2	16,4	0,8	0,1	13,5	1,1	0,1	7,7
CE – DXS	1,8	0,1	8,1	1,4	0,2	15,5	1,3	0,2	12,3
CR – C	1,5	0,2	13,4	1,2	0,1	6,6	1,4	0,2	15,0
CR – DXS	1,9	0,2	9,0	1,1	0,2	14,6	1,4	0,3	19,4
DD – DXS	1,7	0,1	7,8	1,3	0,1	9,4	1,2	0,2	13,5
DO – DXS	1,6	0,2	14,2	1,3	0,1	7,9	1,5	0,3	20,2

Tab. 24: t-Test Biegung innerhalb eines Werkstoffs

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu	+	+	+
AD – DXS	+	-	+
VI – DXS	+	+	-
BG – FO	+	-	-
BG – DXS	+	+	+
CE – DXS	+	-	+
CR – C	+	+	-
CR – DXS	+	+	+
DD – DXS	+	-	+
DO – DXS	+	-	-

Tab. 25: t-Test Biegung aller Werkstoffe untereinander nach 1 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	+	+	/						
BG – DXS	+	+	+	-	/					
CE – DXS	+	-	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	-	-	+	/			
CR – DXS	-	-	+	+	+	-	+	/		
DD – DXS	+	+	+	-	-	-	-	+	/	
DO – DXS	+	+	+	-	-	-	-	-	-	/

Tab. 26: t-Test Biegung aller Werkstoffe untereinander nach 25.000 TLW

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	+	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	-	+	+	/						
BG – DXS	+	+	+	+	/					
CE – DXS	+	-	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	-	+	+	/			
CR – DXS	-	+	+	-	+	+	-	/		
DD – DXS	+	-	+		+	-	+	+	/	
DO – DXS	+	-	+	+	+	-	+	+	-	/

Tab. 27: t-Test Biegung aller Werkstoffe untereinander nach 90 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	-	+	/						
BG – DXS	+	+	+	-	/					
CE – DXS	+	-	+	-	+	/				
CR – C	+	-	+	-	+	-	/			
CR – DXS	-	-	+	-	+	-	-	/		
DD – DXS	+	+	+	-	-	-	-	-	/	
DO – DXS	-	-	+	-	+	-	-	-	-	/

Tab. 28: t-Test Biegung; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und systemeigenen Öfen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu / AD – DXS	-	+	+
BG – FO / BG – DXS	-	+	+
CR – C / CR – DXS	+	-	-

9.1.2 Elastizitätsmodul

Tab. 29: Elastizitätsmodul [MPa]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
AD – TPu	4848	433	8,9	4809	498	10,4	4699	203	4,3
AD – DXS	4995	260	5,2	5118	354	7,0	4645	476	10,3
VI – DXS	3622	572	15,8	2912	274	9,4	3217	204	6,4
BG – FO	6844	409	6,0	6273	573	9,1	5443	1117	20,5
BG – DXS	6656	1134	17,0	4697	1038	22,1	5416	592	10,9
CE – DXS	7292	461	6,3	6639	1013	15,3	6621	770	11,6
CR – C	7300	977	13,4	7930	538	6,8	7130	891	12,5
CR – DXS	8350	921	11,0	7258	976	13,5	6731	1087	16,2
DD – DXS	5957	647	10,9	5361	509	9,5	5700	711	12,5
DO – DXS	7692	1031	13,4	6869	981	14,3	6793	865	12,7

Tab. 30: t-Test Elastizitätsmodul innerhalb eines Werkstoffs

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu	-	-	-
AD – DXS	-	-	-
VI – DXS	+	-	-
BG – FO	-	-	+
BG – DXS	+	-	+
CE – DXS	-	-	-
CR – C	-	-	-
CR – DXS	-	-	+
DD – DXS	-	-	-
DO – DXS	-	-	-

Tab. 31: t-Test Elastizitätsmodul aller Werkstoffe untereinander nach 1 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	+	+	/						
BG – DXS	+	+	+	-	/					
CE – DXS	+	+	+	-	-	/				
CR – C	+	+	+	-	-	-	/			
CR – DXS	+	+	+	+	+	+	-	/		
DD – DXS	+	+	+	+	-	+	+	+	/	
DO – DXS	+	+	+	-	-	-	-	-	+	/

Tab. 32: t-Test Elastizitätsmodul aller Werkstoffe untereinander 25.000 TLW

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	+	+	/						
BG – DXS	-	-	+	+	/					
CE – DXS	+	+	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	+	+	-	/			
CR – DXS	+	+	+	-	+	-	-	/		
DD – DXS	-	-	+	+	-	+	+	+	/	
DO – DXS	+	+	+	-	+	-	+	-	+	/

Tab. 33: t-Test Elastizitätsmodul aller Werkstoffe untereinander nach 90 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	-	-	+	/						
BG – DXS	+	+	+	-	/					
CE – DXS	+	+	+	-	+	/				
CR – C	+	+	+	+	+	-	/			
CR – DXS	+	+	+	-	+	-	-	/		
DD – DXS	+	+	+	-	-	-	+	-	/	
DO – DXS	+	+	+	+	+	-	-	-	+	/

Tab. 34: t-Test Elastizitätsmodul; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und system-eigener Öfen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu / AD – DXS	-	-	-
BG – FO / BG – DXS	-	+	-
CR – C / CR – DXS	-	-	-

9.1.3 Druckfestigkeit

Tab. 35: Druckfestigkeit [MPa]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
AD – TPu	132	21,6	16,3	97	11,9	12,3	./.	./.	./.
AD – DXS	143	9,9	6,9	133	15,7	11,8	./.	./.	./.
VI – DXS	168	27,9	16,6	130	29,8	22,9	./.	./.	./.
BG – FO	125	13,0	10,4	136	15,7	11,5	./.	./.	./.
BG – DXS	118	20,6	17,5	157	38,5	24,5	./.	./.	./.
CE – DXS	120	12,5	10,4	164	25,6	15,7	./.	./.	./.
CR – C	141	21,1	14,9	131	37,7	28,8	./.	./.	./.
CR – DXS	111	20,9	18,8	117	18,8	16,1	./.	./.	./.
DD – DXS	118	23,2	19,8	87	16,5	19,0	./.	./.	./.
DO – DXS	149	22,7	15,3	85	8,5	9,9	./.	./.	./.

Tab. 36: t-Test Druckfestigkeit innerhalb eines Werkstoffs

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu	+	/.	/.
AD – DXS	-	/.	/.
VI – DXS	+	/.	/.
BG – FO	-	/.	/.
BG – DXS	-	/.	/.
CE – DXS	+	/.	/.
CR – C	-	/.	/.
CR – DXS	-	/.	/.
DD – DXS	+	/.	/.
DO – DXS	+	/.	/.

Tab. 37: t-Test Druckfestigkeit aller Werkstoffe untereinander nach 1 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	-	/							
BG – FO	-	+	+	/						
BG – DXS	-	+	+	-	/					
CE – DXS	-	+	+	-	-	/				
CR – C	-	-	-	-	-	-	/			
CR – DXS	-	+	+	-	-	-	+	/		
DD – DXS	-	+	+	-	-	-	-	-	/	
DO – DXS	-	-	-	+	+	-	-	+	+	/

Tab. 38: t-Test Druckfestigkeit aller Werkstoffe untereinander nach 25.000 TLW

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	+	/								
VI – DXS	+	-	/							
BG – FO	+	-	-	/						
BG – DXS	+	-	-	-	/					
CE – DXS	+	+	-	+	+	/				
CR – C	-	-	-	-	-	-	/			
CR – DXS	-	-	-	-	+	-	-	/		
DD – DXS	-	+	+	+	+	+	+	+	/	
DO – DXS	-	+	+	+	+	+	+	+	-	/

Tab. 39: t-Test Druckfestigkeit; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und systemeigener Öfen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu / AD – DXS	-	+	/.
BG – FO / BG – DXS	-	-	/.
CR – C / CR – DXS	+	-	/.

9.1.4 Mikrohärte nach Vickers

Tab. 40: Härte nach Vickers HV₅₋₂₀

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
AD – TPu	51	1,3	2,6	49	1,1	2,3	48	0,9	1,9
AD – DXS	51	2,0	4,0	47	1,4	3,0	44	1,3	3,0
VI – DXS	35	1,3	3,7	30	1,1	3,5	30	0,3	1,2
BG – FO	67	1,2	1,8	66	0,7	1,0	59	1,4	2,4
BG – DXS	59	1,7	2,8	44	1,0	2,3	52	1,1	2,2
CE – DXS	71	1,6	2,3	60	2,5	4,1	65	2,4	3,6
CR – C	76	2,0	2,7	71	2,1	3,0	75	1,3	1,7
CR – DXS	70	1,9	2,7	75	1,9	2,6	72	1,6	2,2
DD – DXS	78	4,7	6,0	61	1,5	2,4	61	1,3	2,1
DO – DXS	78	2,3	3,0	74	2,0	2,7	83	3,8	4,5

Tab. 41: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ innerhalb eines Werkstoffs

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu	+	-	+
AD – DXS	+	+	+
VI – DXS	+	-	+
BG – FO	-	+	+
BG – DXS	+	+	+
CE – DXS	+	+	+
CR – C	+	+	-
CR – DXS	+	+	-
DD – DXS	+	-	+
DO – DXS	+	+	+

Tab. 42: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ aller Werkstoffe untereinander nach 1 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	-	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	+	+	/						
BG – DXS	+	+	+	+	/					
CE – DXS	+	+	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	+	+	+	/			
CR – DXS	+	+	+	+	+	-	+	/		
DD – DXS	+	+	+	+	+	+	-	+	/	
DO – DXS	+	+	+	+	+	+	-	+	-	/

Tab. 43: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ aller Werkstoffe untereinander nach 25.000 TLW

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	+	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	+	+	/						
BG – DXS	+	+	+	+	/					
CE – DXS	+	+	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	+	+	+	/			
CR – DXS	+	+	+	+	+	+	+	/		
DD – DXS	+	+	+	+	+	-	+	+	/	
DO – DXS	+	+	+	+	+	+	+	-	+	/

Tab. 44: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ aller Werkstoffe untereinander nach 90 d H₂O, 37 °C

	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
AD – TPu	/									
AD – DXS	+	/								
VI – DXS	+	+	/							
BG – FO	+	+	+	/						
BG – DXS	+	+	+	+	/					
CE – DXS	+	+	+	+	+	/				
CR – C	+	+	+	+	+	+	/			
CR – DXS	+	+	+	+	+	+	+	/		
DD – DXS	+	+	+	-	+	+	+	+	/	
DO – DXS	+	+	+	+	+	+	+	+	+	/

Tab. 45: t-Test Härte nach Vickers; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und systemeigener Öfen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
AD – TPu / AD – DXS	-	+	+
BG – FO / BG – DXS	+	+	+
CR – C / CR – DXS	+	+	+

9.1.5 Abrasion

Tab. 46: Abrasion in [tatsächlicher Abtrag in mm²] sowie in [Abtrag in Relation zu AlMg]

	tatsächlicher Abtrag			Relation zu AlMg			
	n Anzahl der Räder	n Anzahl der Kammern	n Anzahl der Messungen	\bar{x}	s	Relation	s
AlMg	6	6	35	0,436	0,07	1,000	-
AD – TPu	2	7	35	1,282	0,06	2,639	0,04
VI – DXS	2	8	40	1,108	0,19	2,480	0,07
BG – FO	2	6	30	0,703	0,02	1,900	0,06
CE – DXS	3	12	60	1,039	0,24	2,219	0,22
CR – C	2	6	30	0,766	0,19	1,524	0,41
DD – DXS	2	8	40	0,523	0,02	1,401	0,05
DO – DXS	2	8	40	0,640	0,04	1,498	0,3

9.1.6 Scherhaftfestigkeit

Tab. 47: Scherhaftfestigkeit mit systemeigenem Verbundsystem auf Wirobond C [MPa], ¹ siehe Kap. 9.3.2

	1 d H ₂ O, 37 °C				25.000 TLW			
	\bar{x}	s	s [%]	n	\bar{x}	s	s [%]	n
AD – TPu	21,37	2,26	10,59	7	21,28	0,93	4,37	6
VI – DXS	10,25	1,2	11,68	7	2,03	0,49	24,37	7
BG – FO	18,95	4,25	22,42 ¹	7	14,92	1,22	8,15	5
CE – DXS	15,99	1,51	9,48	7	15,74	1,76	11,18	5
CR – C	17,29	2,28	13,22	7	13,21	0,46	3,47	7
DD – DXS	20,00	0,95	4,76	7	20,75	1,91	9,21	6
DO – DXS	./.	./.	./.	0	./.	./.	./.	0

Tab. 48: Scherhaftfestigkeit mit Metal Primer II (GC) und Gradia-Opaker (GC) auf Wirobond C [MPa]

	1 d H ₂ O, 37 °C				25.000 TLW			
	\bar{x}	s	s [%]	n	\bar{x}	s	s [%]	n
AD – TPu	21,45	1,45	6,78	7	22,82	1,37	6,01	5
VI – DXS	20,54	1,75	8,51	7	11,45	2,64	23,05	7
BG – FO	24,59	0,81	3,30	7	16,77	0,64	3,83	7
CE – DXS	29,41	1,52	5,18	7	30,00	1,86	6,19	5
CR – C	29,11	0,82	2,81	7	18,05	0,74	4,09	7
DD – DXS	25,12	1,04	4,15	7	25,42	1,26	4,97	5
DO – DXS	16,88	2,20	13,03	6	./.	./.	./.	0

Tab. 49: t-Test für Scherhaftfestigkeit auf Wirobond C „1 d H₂O, 37 °C / 25.000 TLW“

	AD-TPu	VI – DXS	BG – FO	CE – DXS	CR – C	DD – DXS	DO – DXS
Systemeigenes Verbundsystem	-	+	-	-	+	-	./.
Metal Primer II + Gradia Opaker	-	+	+	-	+	-	./.

Tab. 50: t-Test für Scherhaftfestigkeit auf Wirobond C „Systemeigenes Verbundsystem / Metal Primer II + Gradia Opaker“

	AD-TPu	VI – DXS	BG – FO	CE – DXS	CR – C	DD – DXS	DO – DXS
1 d H ₂ O, 37 °C	-	+	+	+	+	+	./.
25.000 TLW	-	+	+	+	+	+	./.

Tab. 51: t-Test für Scherhaftfestigkeit auf Wirobond C „1 d H₂O, 37 °C systemeigenes Verbundsystem / 25.000 TLW Metal Primer II + Gradia Opaker“

AD-TPu	VI – DXS	BG – FO	CE – DXS	CR – C	DD – DXS	DO – DXS
-	-	-	+	-	+	./.

Tab. 52: t-Test für Scherhaftfestigkeit auf Wirobond C, 1 d H₂O, 37 °C Metal Primer II + Gradia Opaker, Vergleich DD-DXS mit DO-DXS

1 d H ₂ O, 37 °C	
DD-DXS / DO-DXS	+

9.1.6 Durchhärtungstiefe

Tab. 53: Durchhärtungstiefe [mm]

	\bar{x}	s	s [%]	n
AD	5,19	0,46	8,9	8
VI	6,13	0,12	1,9	6
BG	4,42	0,53	12,0	6
CE	3,88	0,10	2,7	6
CR	7,10	0,40	5,6	6
DD	8,67	0,23	2,6	6
DO	8,30	0,14	1,7	6

Tab. 54: t-Test Durchhärtungstiefe

	AD	VI	BG	CE	CR	DD	DO
AD	/						
VI	-	/					
BG	-	+	/				
CE	+	-	-	/			
CR	-	+	+	+	/		
DD	-	+	-	+	+	/	
DO	-	-	-	-	-	-	/

9.1.7 Wasseraufnahme

Tab. 55: Gewicht während Wasseraufnahme [g], dreimalig konstanter Wert hintereinander

d	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
0	0,2350	0,2435	0,2233	0,2815	0,2794	0,2730	0,3002	0,3049	0,2649	0,2846
1	0,2357	0,2442	0,2252	0,2827	0,2798	0,2741	0,3007	0,3055	0,2655	0,2852
2	0,2360	0,2444	0,2258	0,2831	0,2801	0,2746	0,3009	0,3058	0,2658	0,2853
3	0,2361	0,2446	0,2263	0,2833	0,2802	0,2749	0,3011	0,3060	0,2659	0,2857
7	0,2365	0,2449	0,2274	0,2840	0,2807	0,2758	0,3016	0,3065	0,2664	0,2862
14	0,2367	0,2451	0,2278	0,2845	0,2809	0,2766	0,3021	0,3070	0,2667	0,2866
21	0,2368	0,2451	0,2281	0,2847	0,2810	0,2770	0,3022	0,3072	0,2669	0,2868
28	0,2368	0,2452	0,2281	0,2847	0,2811	0,2773	0,3023	0,3073	0,2670	0,2870
35	0,2368	0,2452	0,2282	0,2849	0,2811	0,2773	0,3024	0,3074	0,2670	0,2870
42	0,2369	0,2452	0,2282	0,2849	0,2811	0,2775	0,3026	0,3075	0,2671	0,2871
49	0,2368	0,2452	0,2281	0,2850	0,2810	0,2775	0,3025	0,3076	0,2670	0,2872
56	0,2368	0,2452	0,2282	0,2851	0,2811	0,2776	0,3026	0,3075	0,2670	0,2871
63	0,2368	0,2451	0,2281	0,2851	0,2810	0,2776	0,3026	0,3076	0,2670	0,2870
70	0,2368	0,2452	0,2281	0,2850	0,2810	0,2776	0,3027	0,3077	0,2671	0,2871
77	0,2367	0,2451	0,2282	0,2851	0,2810	0,2777	0,3027	0,3077	0,2671	0,2870
84	0,2368	0,2451	0,2282	0,2851	0,2809	0,2777	0,3027	0,3077	0,2671	0,2871
91	0,2368	0,2451	0,2281	0,2852	0,2810	0,2777	0,3028	0,3078	0,2672	0,2873

Tab. 56: Gewichtsverhältnis bezüglich Trockengewicht während Wasseraufnahme [Gew.%]

d	AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
1	0,294	0,279	0,864	0,423	0,140	0,388	0,183	0,223	0,249	0,235
2	0,426	0,382	1,156	0,561	0,218	0,560	0,247	0,321	0,344	0,274
3	0,468	0,452	1,353	0,639	0,254	0,674	0,303	0,371	0,381	0,394
7	0,643	0,575	1,850	0,881	0,433	1,025	0,486	0,545	0,563	0,562
14	0,728	0,645	2,051	1,044	0,530	1,318	0,643	0,702	0,698	0,724
21	0,766	0,669	2,145	1,122	0,558	1,436	0,696	0,781	0,759	0,787
28	0,762	0,694	2,177	1,140	0,583	1,542	0,730	0,800	0,800	0,840
35	0,775	0,702	2,199	1,186	0,587	1,571	0,760	0,840	0,804	0,854
42	0,804	0,710	2,199	1,211	0,601	1,615	0,800	0,873	0,838	0,896
49	0,766	0,702	2,168	1,240	0,548	1,644	0,783	0,892	0,812	0,917
56	0,775	0,694	2,195	1,257	0,576	1,666	0,800	0,869	0,823	0,896
63	0,775	0,674	2,172	1,250	0,548	1,674	0,800	0,896	0,819	0,868
70	0,796	0,694	2,181	1,247	0,548	1,666	0,833	0,922	0,857	0,889
77	0,728	0,669	2,195	1,250	0,573	1,688	0,846	0,932	0,861	0,864
84	0,796	0,669	2,208	1,257	0,505	1,699	0,836	0,948	0,846	0,900
91	0,779	0,669	2,177	1,307	0,540	1,703	0,873	0,958	0,887	0,949

Tab. 57: Gewichtszunahme während Wasseraufnahme [Gew.%]

AD – TPu	AD – DXS	VI – DXS	BG – FO	BG – DXS	CE – DXS	CR – C	CR – DXS	DD – DXS	DO – DXS
0,775	0,710	2,168	1,247	0,601	1,666	0,836	0,948	0,838	0,868

Tab. 58: Dauer bis Wassersättigung [Wochenzahl]

AD - TPu	AD - DXS	VI - DXS	BG - FO	BG - DXS	CE - DXS	CR - C	CR - DXS	DD - DXS	DO - DXS
3	4	5	8	4	8	10	10	4	7

Tab. 59: t-Test Wasseraufnahme [Trockengewicht gegenüber Gewicht nach Sättigung]

AD - TPu	AD - DXS	VI - DXS	BG - FO	BG - DXS	CE - DXS	CR - C	CR - DXS	DD - DXS	DO - DXS
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

9.1.8 Polymerisationsschrumpfung

Tab. 60: Polymerisationsschrumpfung [lin%]

	\bar{x}	n
AD	1,64	6
VI	1,71	6
BG	1,07	6
CE	1,59	6
CR	1,18	6
DD	2,03	6
DO	2,05	6

9.1.9 Oberflächenrauigkeiten

Tab. 61: R_a [μm] Matrizenoberfläche

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
Matrize	0,05	0,02	32,3	0,03	0,07

Tab. 62: R_a [μm] nach Polymerisation gegen Matrize

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD - TPu	0,09	0,02	17,6	0,07	0,12
VI - DXS	0,06	0,02	27,9	0,04	0,08
BG - FO	0,07	0,02	24,8	0,04	0,10
CE - DXS	0,05	0,01	23,5	0,03	0,07
CR - C	0,04	0,02	54,3	0,02	0,08
DD - DXS	0,06	0,02	31,0	0,03	0,09
DO - DXS	0,04	0,01	24,6	0,03	0,06

Tab. 63: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD - TPu	0,49	0,11	22,6	0,35	0,66
VI - DXS	0,43	0,05	11,6	0,35	0,50
BG - FO	0,33	0,10	29,4	0,12	0,46
CE - DXS	0,50	0,07	13,5	0,39	0,59
CR - C	0,40	0,08	21,0	0,30	0,59
DD - DXS	0,42	0,12	28,5	0,29	0,62
DO - DXS	0,44	0,12	26,2	0,32	0,65

Tab. 64: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Gebrüder Brasseler

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD - TPu	0,10	0,02	17,9	0,06	0,12
VI - DXS	0,13	0,03	19,1	0,09	0,16
BG - FO	0,07	0,01	18,3	0,05	0,09
CE - DXS	0,09	0,01	14,4	0,07	0,10
CR - C	0,08	0,02	29,5	0,03	0,12
DD - DXS	0,09	0,02	17,9	0,07	0,11
DO - DXS	0,09	0,03	30,2	0,05	0,13

Tab. 65: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Compomaster

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD - TPu	0,06	0,01	19,6	0,04	0,08
VI - DXS	0,10	0,01	14,3	0,07	0,11
BG - FO	0,08	0,03	31,6	0,05	0,14
CE - DXS	0,10	0,02	18,2	0,07	0,13
CR - C	0,09	0,03	37,6	0,05	0,15
DD - DXS	0,09	0,02	19,0	0,07	0,11
DO - DXS	0,12	0,03	27,9	0,07	0,16

Tab. 66: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Diagloss

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,11	0,04	32,5	0,06	0,16
VI – DXS	0,12	0,02	14,9	0,08	0,14
BG – FO	0,09	0,03	33,4	0,05	0,14
CE – DXS	0,12	0,02	0,19	0,09	0,16
CR – C	0,07	0,01	20,5	0,04	0,09
DD – DXS	0,11	0,02	18,6	0,08	0,14
DO – DXS	0,06	0,02	28,2	0,04	0,09

Tab. 69: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Super Snap (4-stufig)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,06	0,01	15,5	0,04	0,07
VI – DXS	0,11	0,01	12,6	0,09	0,13
BG – FO	0,05	0,01	14,4	0,04	0,06
CE – DXS	0,08	0,01	16,9	0,06	0,10
CR – C	0,06	0,01	21,1	0,05	0,09
DD – DXS	0,07	0,02	34,5	0,04	0,11
DO – DXS	0,08	0,02	22,0	0,05	0,11

Tab. 67: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Kunststoff-Polierer

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,07	0,03	39,2	0,04	0,13
VI – DXS	0,17	0,05	32,5	0,08	0,23
BG – FO	0,16	0,03	17,3	0,09	0,18
CE – DXS	0,21	0,02	7,0	0,19	0,24
CR – C	0,11	0,02	19,2	0,07	0,14
DD – DXS	0,14	0,02	17,4	0,09	0,17
DO – DXS	0,12	0,04	36,4	0,08	0,21

Tab. 70: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Politip

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,07	0,01	19,2	0,05	0,08
VI – DXS	0,09	0,02	19,7	0,07	0,12
BG – FO	0,12	0,02	12,7	0,09	0,14
CE – DXS	0,19	0,04	19,7	0,14	0,24
CR – C	0,11	0,02	14,5	0,08	0,13
DD – DXS	0,11	0,02	17,9	0,07	0,13
DO – DXS	0,11	0,02	20,8	0,07	0,14

Tab. 68: R_a [μm] nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit tool kit

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,08	0,02	23,6	0,05	0,11
VI – DXS	0,12	0,02	18,31	0,10	0,16
BG – FO	0,12	0,03	29,6	0,07	0,16
CE – DXS	0,18	0,04	21,1	0,13	0,24
CR – C	0,07	0,01	19,0	0,05	0,10
DD – DXS	0,16	0,02	12,3	0,13	0,20
DO – DXS	0,16	0,02	15,3	0,13	0,21

Tab. 71: t-Test R_a nach Polymerisation gegen Matrize

	Matrize	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
Matrize	/							
AD – TPu	+	/						
VI – DXS	-	+	/					
BG – FO	+	-	-	/				
CE – DXS	-	+	-	+	/			
CR – C	-	+	+	+	-	/		
DD – DXS	-	+	-	-	-	-	/	
DO – DXS	-	+	-	+	-	-	-	/

Tab. 72: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot gegenüber Polymerisation gegen Matrize

AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
+	+	+	+	+	+	+

Tab. 73: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	-	/					
BG - FO	+	-	/				
CE - DXS	-	-	+	/			
CR - C	-	-	-	+	/		
DD - DXS	-	-	-	-	-	/	
DO - DXS	-	-	-	-	-	-	/

Tab. 74: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Gebrüder Brasseler

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	+	+	/				
CE - DXS	-	+	-	/			
CR - C	-	+	-	-	/		
DD - DXS	-	+	-	-	-	/	
DO - DXS	-	+	-	-	-	-	/

Tab. 75: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Compomaster

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	-	-	/				
CE - DXS	+	-	-	/			
CR - C	-	-	-	-	/		
DD - DXS	+	-	-	-	-	/	
DO - DXS	+	-	-	-	-	-	/

Tab. 76: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Diagloss

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	-	/					
BG - FO	-	-	/				
CE - DXS	-	-	-	/			
CR - C	+	+	-	+	/		
DD - DXS	-	-	-	-	+	/	
DO - DXS	+	+	+	+	-	+	/

Tab. 77: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Kunststoff-Polierer

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	+	-	/				
CE - DXS	+	-	+	/			
CR - C	+	+	+	+	/		
DD - DXS	+	-	-	+	-	/	
DO - DXS	-	-	-	+	-	-	/

Tab. 78: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit tool kit

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	-	-	/				
CE - DXS	+	+	+	/			
CR - C	-	+	+	+	/		
DD - DXS	+	+	+	-	+	/	
DO - DXS	+	+	+	-	+	-	/

Tab. 79: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Politip

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	+	+	/				
CE - DXS	+	+	+	/			
CR - C	+	-	-	+	/		
DD - DXS	+	-	-	+	-	/	
DO - DXS	+	-	-	+	-	-	/

Tab. 80: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit Super Snap (4-stufig)

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	+	+	/				
CE - DXS	+	+	+	/			
CR - C	-	+	+	-	/		
DD - DXS	-	+	+	-	-	/	
DO - DXS	+	+	+	-	-	-	/

Tab. 81: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit verschiedenen Poliersystemen gegenüber Polymerisation gegen Matrize

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
Gebrüder Brasseler	-	+	-	+	+	+	+
Compomaster kelchförmig	+	+	-	+	+	+	+
Diagloss	-	+	-	+	+	+	-
Kunststoff-Polierer	-	+	+	+	+	+	+
Polierstaße „tool kit“	-	+	+	+	+	+	+
Politip	+	+	+	+	+	+	+
Super Snap 4 stufig	+	+	+	+	+	-	+

Tab. 82: t-Test R_a nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot gegenüber nach Politur mit verschiedenen Poliersystemen

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
Gebrüder Brasseler	+	+	+	+	+	+	+
Compomaster kelchförmig	+	+	+	+	+	+	+
Diagloss	+	+	+	+	+	+	+
Kunststoff-Polierer	+	+	+	+	+	+	+
Polierstaße „tool kit“	+	+	+	+	+	+	+
Politip	+	+	+	+	+	+	+
Super Snap 4 stufig	+	+	+	+	+	+	+

Tab. 83: Bakterienretention an Oberfläche (- = keine Bakterienretention, + = Bakterienretention)

n = 10	AD – TPu	VI – DXS	BG – FO	CE – DXS	CR – C	DD – DXS	DO – DXS
Polymerisation gegen Matrize	-	-	-	-	-	-	-
Bearbeitung mit HMF	+	+	+	+	+	+	+
HMF + Gebr. Brasseler	-	-	-	-	-	-	-
HMF + Compomaster	-	-	-	-	-	-	-
HMF + Diagloss	-	-	-	-	-	-	-
HMF + Kunststoff-Polierer	-	-	-	+	-	-	-
HMF + Polierstraße „tool kit“	-	-	-	-	-	-	-
HMF + Politip	-	-	-	-	-	-	-
HMF + Super Snap 4-stufig	-	-	-	-	-	-	-

Tab. 84: Auswertung Poliersysteme

	Gebr. Brasseler	Compomaster kelchförmig	Diagloss	Kunststoff-polierer	Polierstraße „tool kit“	Politip	Super Snap
Allgemeines	Ø R _a = 0,09; neben Compomaster zweitbestes Poliersystem	Ø R _a = 0,09; neben Gebr. Brasseler zweitbestes Poliersystem	Ø R _a = 0,10	Ø R _a = 0,15; erreicht somit R _a -Wert < 0,2 µm, aber schlechtestes Poliersystem im Versuch (R _a -Werte von 0,07 bis 0,21)	Ø R _a = 0,13; 1. rotierendes Instrument raute subjektiv Oberfläche noch mehr auf; Paste zeigt sehr geringe Haftung an Probe und Instrument	Ø R _a = 0,11	Ø R _a = 0,07; bestes Poliersystem im Versuch; erreicht sogar R _a -Werte kleiner als nach Polymerisation gegen Matrize
Anwendungshinweis	subjektiv geringe Abrasivität, jedoch scheint es die Oberfläche sehr zu verschmieren			nicht für Ceramage anwendbar	nicht für Ceramage zu empfehlen	nicht für Ceramage zu empfehlen	wegen Form nur für Glattflächen einsetzbar

Tab. 85: Auswertung Oberflächenbearbeitung und -optimierung

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
$R_a < 0,2 \mu\text{m}$ nach Polymerisation gegen Matriz	ja, jedoch von allen Kompositen schlechteste Oberfläche (doppelt so rau wie CR und DO)	ja	ja	ja	ja, neben DO die kleinsten Oberfläche aller Komposite	ja	ja, neben CR die kleinsten Oberfläche aller Komposite
$R_a < 0,2 \mu\text{m}$ nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter HMF rot	nein, jedoch neben CE größte Oberfläche von allen Kompositen	nein	nein, jedoch kleinste Oberfläche und auch geringste Oberflächenvergrößerung von allen Kompositen	nein, jedoch neben AD größte Oberfläche und auch größte Oberflächenvergrößerung von allen Kompositen	nein	nein	nein
$R_a < 0,2 \mu\text{m}$ nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter HMF rot und Oberflächenpolitur mittels							
- Gebrüder Bräsele	ja	ja, jedoch größte Oberfläche aller Komposite	ja, sogar geringste Oberfläche	ja	ja	ja	ja
- Compo-master	ja, sogar geringste Oberfläche aller Komposite und als einziges Komposite sogar geringer als nach Polymerisation gegen Matriz	ja	ja	ja	ja	ja	ja, jedoch größte Oberfläche aller Komposite
- Diagloss	ja	ja, jedoch neben CE größte Oberfläche	ja	ja, jedoch neben VI größte Oberfläche	ja	ja	ja, sogar geringste Oberfläche aller Komposite
- Kunststoff-Polierer	ja, als einziges Komposite sogar geringer als nach Polymerisation gegen Matriz	ja, jedoch neben CR größte Oberfläche	ja	nein, jedoch R_a nur sehr knapp $> 0,2 \mu\text{m}$, schlechtestes Polierergebnis aller Versuche	ja, jedoch neben VI größte Oberfläche	ja	ja
- Polierstraße „tool kit“	ja	ja	ja	ja, jedoch R_a nur sehr knapp $< 0,2 \mu\text{m}$ und größter Wert von allen Kompositen	ja	ja	ja
- Polinip	ja, sogar geringste Oberfläche aller Komposite und geringere Oberfläche als nach Polymerisation gegen Matriz	ja	ja	ja, jedoch R_a sehr knapp $< 0,2 \mu\text{m}$	ja	ja	ja

-	Super Snap 4-stufig	ja	ja	ja	ja	ja	ja
Empfehlung - die besten drei Systeme	Super Snap + Compomaster, Polierstraße „tool kit“, Kunststoffpolierer	ja, jedoch größte Oberfläche aller Komposite	ja, sogar geringste Oberfläche aller Komposite und bestes Polierergebnis aller Versuche	Super Snap, Gebrüder Brasseler, Compomaster	Super Snap, Diagloss + Polierstraße „tool kit“	Super Snap, Gebrüder Brasseler + Compomaster	Diagloss, Super Snap, Gebrüder Brasseler
- keine Verwendung empfehlen, da R_a -Wert $> 0,15 \mu\text{m}$	keine	Kunststoffpolierer	Kunststoffpolierer	Kunststoffpolierer, Politip, Polierstraße „tool kit“	Kunststoffpolierer	Polierstraße „tool kit“	Polierstraße „tool kit“
Bemerkung	lässt sich am besten und mit allen Systemen sehr gut polieren	viele R_a -Messungen nötig, da sehr hohe Werte			Politur mit R_a -Wert $< 0,2 \mu\text{m}$ sehr schwer; firmeneigenes Poliersystem nur in abschließender Benutzung von beiden Polierpasten zu empfehlen oder nur beide Pasten	zweitbeste Polierergebnisse	

9.1.10 Exogene Verfärbungsneigung

Tab. 86: ΔE -Werte nach vierwöchiger Lagerung in färbenden Medien und Aqua destillata; ¹ = mit oberflächlicher Schmierschicht

	Kaffee	Schwarztee	Tabak	Rotwein	Methylenblau	Aqua destillata
AD – TPu	8,19	5,43	3,23	9,57	41,15	1,56
AD - DXS	3,75	6,33	3,56	16,65	12,45	1,35
VI - DXS	8,10	4,66	4,07	9,81	6,59	0,54
BG – FO	4,5	4,09	4,25	8,09	24,73	1,66
BG – FO ¹	13,77	7,36	5,93	11,67	51,29	2,20
CE – DXS	5,06	2,79	2,19	7,00	28,16	1,93
CR – C	2,61	4,13	1,95	6,66	25,93	1,98
CR - DXS	12,93	4,09	3,96	5,48	22,71	1,49
DD – DXS	3,37	4,32	3,52	6,18	38,07	1,21
DO - DXS	2,88	2,64	0,92	6,42	21,76	0,67

Tab. 87: Verfärbungsgrad V nach vierwöchiger Lagerung in färbenden Medien und Aqua destillata sowie ΔE der Gesamtverfärbung - gemittelt über alle färbenden Medien; ¹ = belassene Schmierschicht

	AD – TPu	AD - DXS	VI - DXS	BG – FO	BG – FO ¹	CE – DXS	CR – C	CR - DXS	DD – DXS	DO - DXS
V _L	11,0	8,1	5,5	7,2	16,6	6,4	7,0	7,4	10,4	10,4
V _a	7,3	3,0	2,2	3,6	4,2	5,0	3,5	3,3	3,5	3,5
V _b	14,3	5,0	3,7	9,1	17,9	10,5	9,4	9,2	13,6	13,6
ΔE	19,46	10,01	6,99	12,12	24,70	13,29	12,24	12,23	17,50	10,31

Tab. 88: Verfärbungsgrad V nach vierwöchiger Lagerung in färbenden Medien und Aqua destillata sowie ΔE der Gesamtverfärbung - gemittelt über alle Verblendkomposite

	Kaffee	Schwarztee	Tabak	Rotwein	Methylenblau	Aqua destillata
V _L	6,2	4,5	3,1	8,9	17,7	1,0
V _a	1,2	0,8	0,7	2,8	9,0	0,7
V _b	4,8	2,2	2,1	3,2	24,7	1,1
ΔE	8,00	5,05	3,81	9,83	31,69	1,63

Tab. 89: Beeinflussteste Koordinaten durch Verfärbung

	Kaffee	Schwarztee	Tabak	Rotwein	Methylenblau	Aqua destillata
	L	L	L	L	L	L
	a	a	a	a	a	a
	b	b	b	b	b	b
AD-TPu	-6,0 1,4 5,4	-4,5 0,9 2,9	-2,5 0,4 2,0	-8,5 1,8 -4,0	-21,6 -16,1 -31,1	0,8 0,3 1,3
AD-DXS	-2,6 0,1 -2,7	-5,5 0,4 -3,1	-1,9 -0,3 -3,0	-15,5 5,5 -2,6	-6,9 -3,9 -9,6	0,9 0,1 1,0
VI-DXS	-4,5 0,7 6,7	-4,1 0,3 2,2	-3,2 0,3 2,5	-9,5 2,4 -0,5	-3,6 -4,1 -3,7	-0,5 0,0 0,2
BG-FO	-1,6 1,3 4,0	-3,8 0,9 1,2	-3,4 1,3 2,2	-7,4 2,6 -2,0	-13,2 -7,3 -19,6	1,5 0,1 0,7
BG-FO*	-13,3 1,1 3,4	-6,8 0,4 2,8	-5,6 0,5 1,9	-11,1 3,6 -0,2	-31,5 -8,4 -39,6	-0,1 -1,6 1,5
CE-DXS	-2,4 1,5 4,2	-2,7 0,7 -0,1	-1,6 0,0 -1,5	-5,5 2,4 -3,6	-12,5 -10,8 -22,8	1,8 -0,5 -0,5
CR-C	-2,5 0,7 -0,3	-3,7 0,9 1,6	-1,0 0,5 1,6	-5,8 1,5 -2,9	-13,8 -7,6 -20,6	1,0 0,6 1,6
CR-DXS	-9,0 2,3 9,0	-2,5 1,2 3,0	-3,1 1,3 2,1	-4,2 0,9 -3,4	-12,6 -6,6 -17,7	0,6 0,8 1,1
DD-DXS	-3,0 0,3 1,5	-4,2 1,0 -0,1	-3,0 0,7 1,7	-5,0 1,0 -3,5	-22,0 -7,7 -30,1	-0,9 0,2 -0,8
DO-DXS	-2,5 0,6 1,3	-2,5 0,7 0,5	-0,6 0,0 -0,7	-4,6 0,8 -4,4	-12,0 -5,5 -17,3	-0,5 0,2 0,4

Tab. 90: Sichtbare Verfärbung nach vierwöchiger Lagerung in färbenden Medien und Aqua destillata (Schwellenwert: $\Delta E > 3,3$); ¹ = Prüfkörper erst nach 12h endpolymerisiert

	Kaffee	Schwarztee	Tabak	Rotwein	Methylenblau	Aqua destillata
AD – TPu	ja	ja	nein	ja	ja	nein
AD – DXS	ja	ja	ja	ja	ja	nein
VI – DXS	ja	ja	ja	ja	ja	nein
BG – FO	ja	ja	ja	ja	ja	nein
BG – FO ¹	ja	ja	ja	ja	ja	nein
CE – DXS	ja	nein	nein	ja	ja	nein
CR – C	nein	ja	nein	ja	ja	nein
CR – DXS	ja	ja	ja	ja	ja	nein
DD – DXS	ja	ja	ja	ja	ja	nein
DO – DXS	nein	nein	nein	ja	ja	nein

Tab. 91: Subjektive Einschätzung – Min-, Max- und Mittelwerte nach vierwöchiger Lagerung in färbenden Medien und Aqua destillata; ¹ = Prüfkörper erst nach 12h endpolymerisiert

n=10	Kaffee			Schwarztee			Tabak			Rotwein			Methylenblau			Aqua destillata		
	min	max	\bar{x}	min	max	\bar{x}	min	max	\bar{x}	min	max	\bar{x}	min	max	\bar{x}	min	max	\bar{x}
AD – TPu	1	2	1,7	1	2	1,8	1	2	1,7	2	3	2,6	2	3	2,9	0	0	0,0
AD – DXS	0	2	1,1	1	3	1,9	1	2	1,4	3	3	3,0	1	3	2,0	0	1	0,1
VI – DXS	1	3	1,8	1	3	1,9	1	3	2,0	2	3	2,5	1	3	1,9	0	0	0,0
BG – FO	0	2	1,2	1	2	1,7	1	2	1,8	2	3	2,6	2	3	2,7	0	1	0,1
BG – FO ¹	1	3	2,5	1	3	2,1	1	3	2,0	2	3	2,6	3	3	3,0	0	1	0,1
CE – DXS	0	2	1,4	1	2	1,7	1	2	1,8	2	3	2,5	2	3	2,8	0	0	0,0
CR – C	1	2	1,5	1	2	1,5	1	2	1,6	2	3	2,2	2	3	2,5	0	0	0,0
CR – DXS	2	3	2,5	0	2	1,6	1	2	1,6	1	3	2,1	2	3	2,5	0	0	0,0
DD – DXS	0	2	1,3	1	3	1,8	1	3	1,8	1	3	2,2	2	3	2,9	0	0	0,0
DO – DXS	1	2	1,4	0	2	1,6	0	3	1,1	1	3	2,1	2	3	2,5	0	0	0,0

Tab. 92: ΔE -Intervalle sowie Prozentsatz der Probanden, die subjektiv eine Verfärbung wahrnahmen; ¹ = Prüfkörper erst nach 12h endpolymerisiert; a: $\Delta E < 1,5$; b: $1,5 < \Delta E < 3,3$; c: $\Delta E \geq 3,3$; d: $\Delta E \geq 10,0$

	Kaffee		Schwarztee		Tabak		Rotwein		Methylenblau		Aqua destillata	
AD – TPu	c	100 %	c	100 %	b	100 %	c	100 %	d	100 %	b	0 %
AD – DXS	c	80 %	c	100 %	c	100 %	c	100 %	d	100 %	a	10 %
VI – DXS	c	100 %	c	100 %	c	100 %	c	100 %	c	100 %	a	0 %
BG – FO	c	90 %	c	100 %	c	100 %	c	100 %	d	100 %	b	10 %
BG – FO ¹	d	100 %	c	100 %	c	100 %	d	100 %	d	100 %	b	0 %
CE – DXS	c	90 %	b	100 %	b	100 %	c	100 %	d	100 %	b	0 %
CR – C	b	100 %	c	100 %	b	100 %	c	100 %	d	100 %	b	0 %
CR – DXS	d	100 %	c	90 %	c	100 %	c	100 %	d	100 %	a	0 %
DD – DXS	c	90 %	c	100 %	c	100 %	c	100 %	d	100 %	a	0 %
DO – DXS	b	100 %	b	90 %	a	80 %	c	100 %	d	100 %	a	0 %

9.2 Abbildungen

9.2.1 REM-Bilder

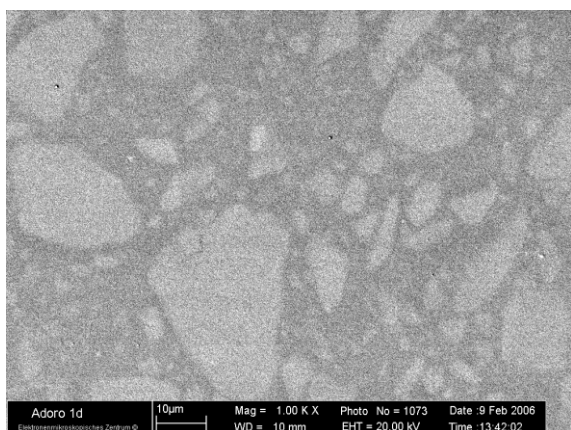


Abb. 35: SR Adoro, Schlifffläche, 1 d, 37 °C

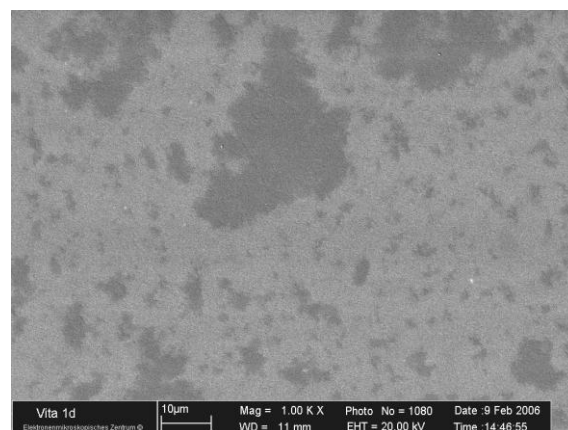


Abb. 38: Vita VM LC, Schlifffläche, 1 d, 37 °C

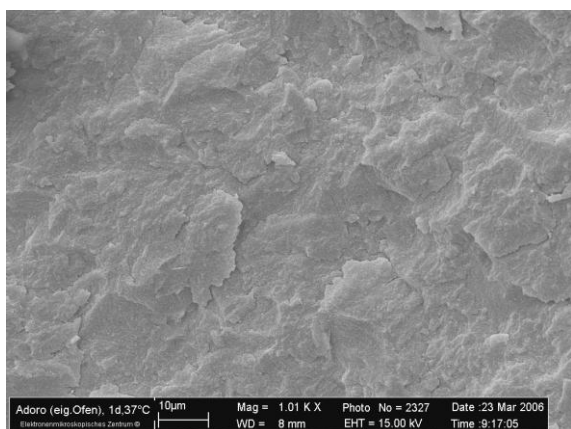


Abb. 36: SR Adoro, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

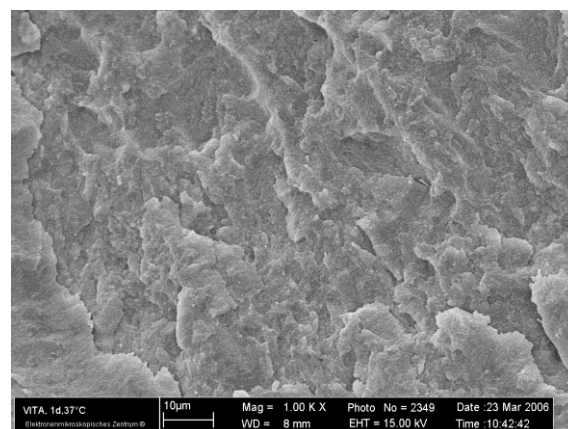


Abb. 39: Vita VM LC, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

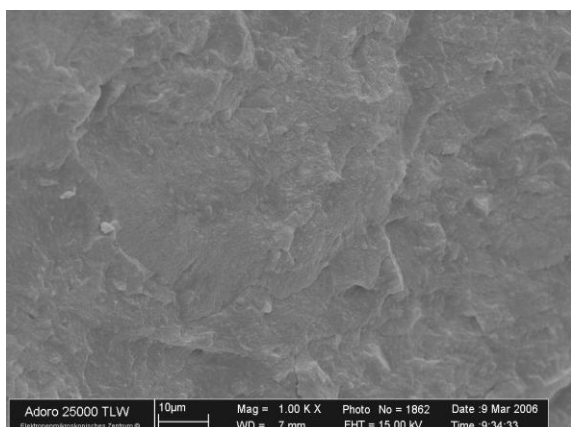


Abb. 37: SR Adoro, Bruchfläche, 25.000 TWL

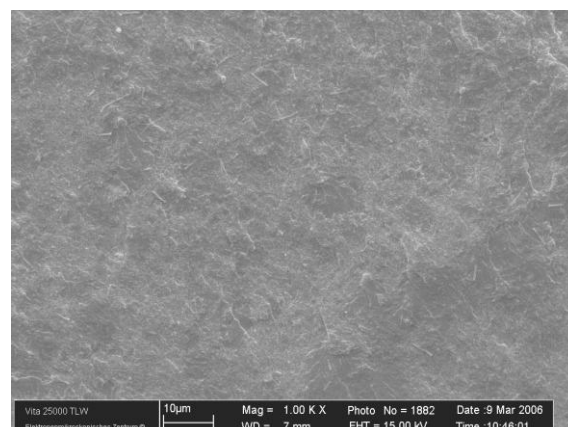


Abb. 40: Vita VM LC, Bruchfläche, 25.000 TWL

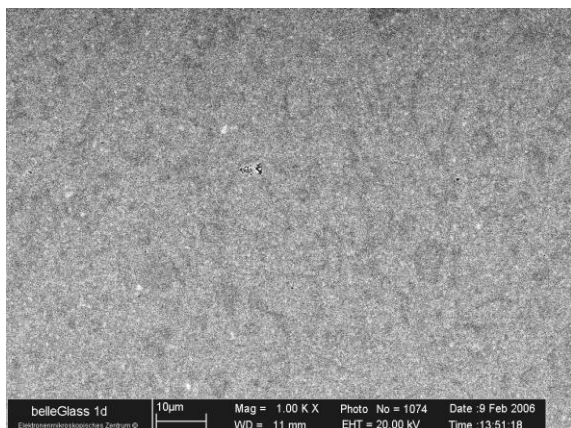


Abb. 41: belleGlass NG, Schlißfläche, 1 d, 37 °C

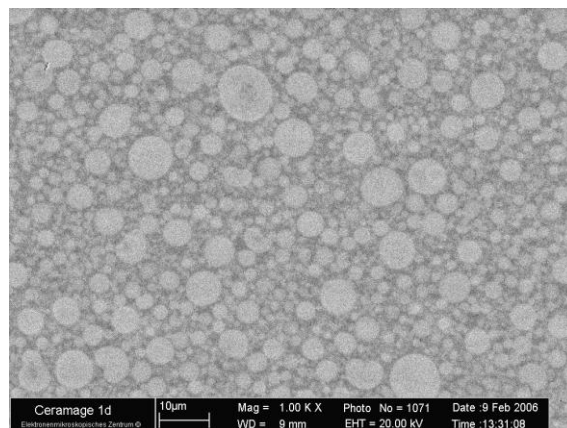


Abb. 44: Ceramage, Schlißfläche, 1 d, 37 °C

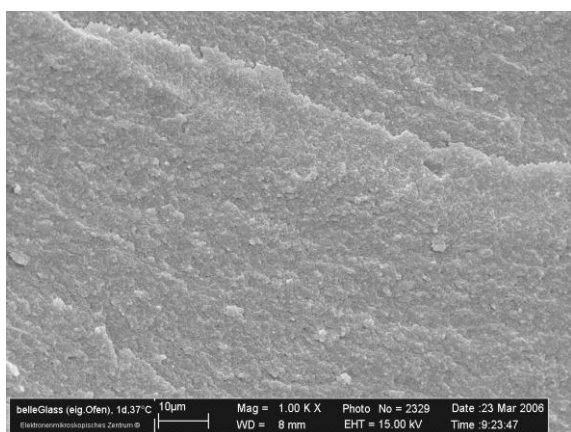


Abb. 42: belleGlass NG, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

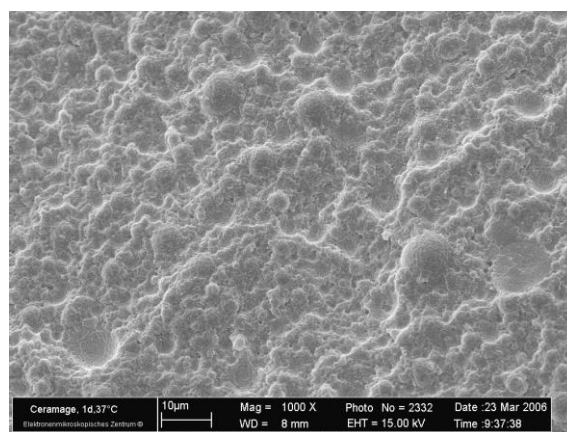


Abb. 45: Ceramage, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

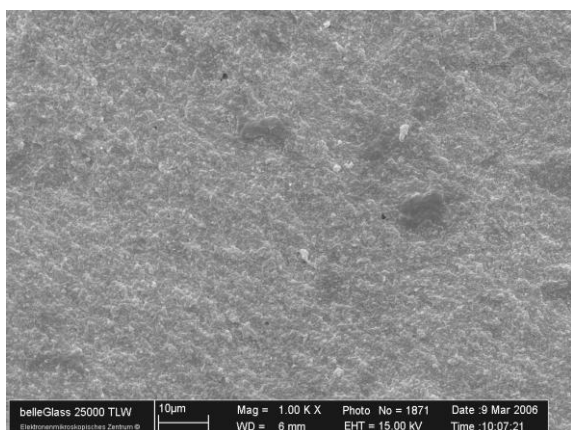


Abb. 43: belleGlass NG, Bruchfläche, 25.000 TLW

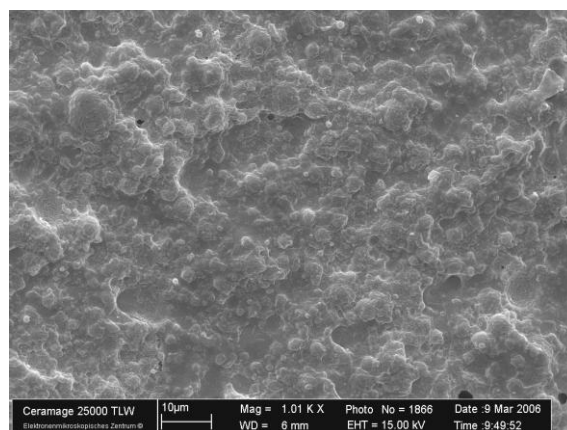


Abb. 46: Ceramage, Bruchfläche, 25.000 TLW

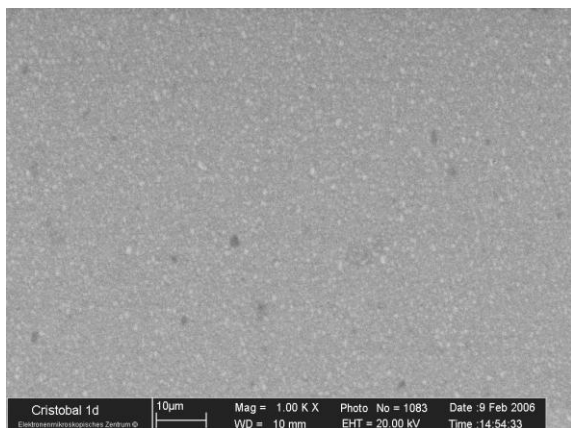


Abb. 47: Cristobal+, Schlifffläche, 1 d, 37 °C

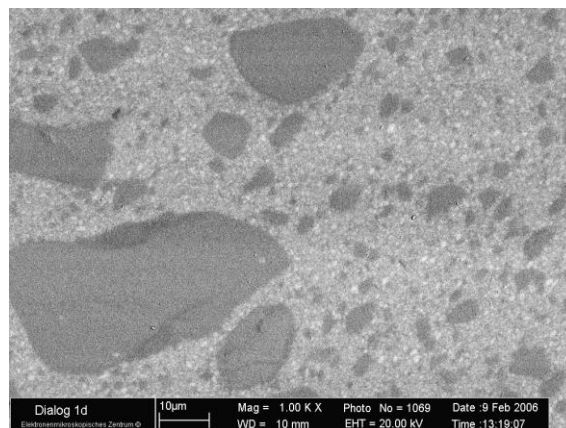


Abb. 50: dialog, Schlifffläche, 1 d, 37 °C

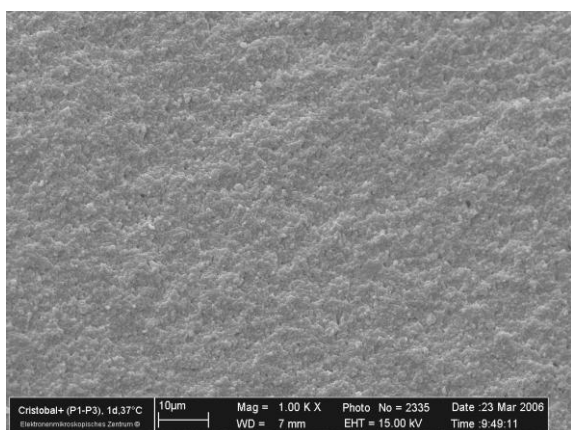


Abb. 48: Cristobal+, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

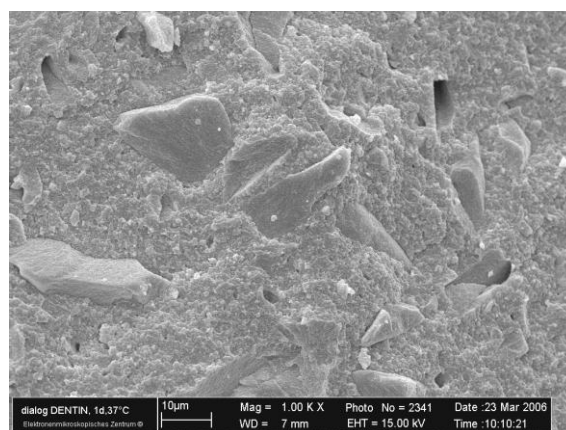


Abb. 51: dialog, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

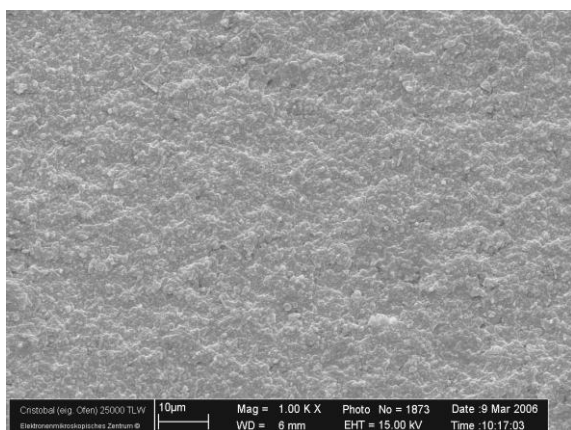


Abb. 49: Cristobal+, Bruchfläche, 25.000 TLW

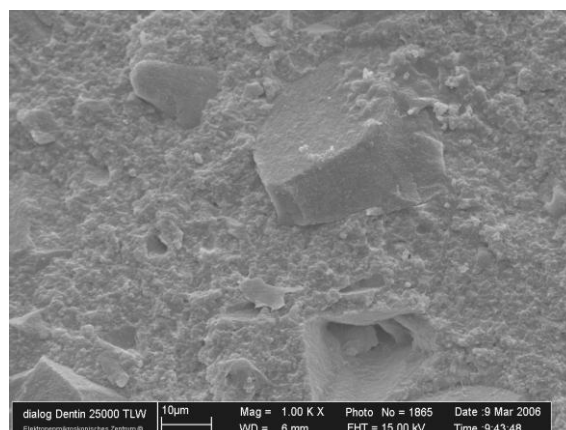


Abb. 52: dialog, Bruchfläche, 25.000 TLW

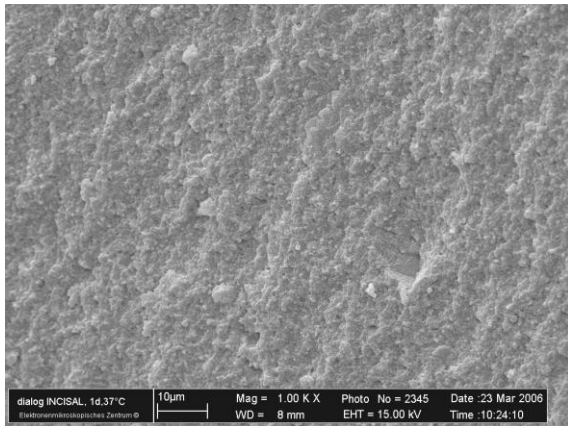


Abb. 53: dialog occlusal, Bruchfläche, 1 d, 37 °C

9.3 weiterführende Untersuchungen

In der Online-Version befindet das Kapitel 9.3. als zusätzlicher Anhang ab Seite 147 (Seitenzahl Disseratation) bzw. Seite 154 (Seitenzahl pdf-Dokument). In den gedruckten Exemplaren liegt ein digitales Speichermedium (CD) bei.

9.4 Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.

9.5 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen, all denen, die mir bei der Entstehung dieser Arbeit zur Seite standen, zu danken:

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. em. Dr. med. dent. habil. D. Welker, ehem. Leiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena. Ihm danke ich für die freundliche Überlassung des anspruchsvollen, interessanten und vielseitigen Themas der vorliegenden Dissertation. Ferner für seine wissenschaftliche Betreuung, das schnelle Korrigieren und seine Ratschläge bei der Abfassung der Arbeit, seinen ständigen Ansporn sowie das große und stete Interesse am Fortgang der Arbeit.

Weiterhin möchte ich meinen Dank meiner Betreuerin Frau Dr. A. Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, aussprechen. Ihre intensive, kontinuierliche, fachliche und vor allem zeitnahe Betreuung, gewährte Unterstützung bis zur Fertigstellung dieser Arbeit und ihre guten fachlich fundierten Anregungen haben maßgeblich am Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herrn M. Facht, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, danke ich für die fachliche Anleitung, freundliche Betreuung und zuverlässige Hilfestellung während der Durchführung der Versuchsreihen sowie die ständige Erreichbarkeit bei technischen Schwierigkeiten.

Herrn Dr. R. Göbel, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, möchte ich meinen Dank für die gewährte Betreuung und fachlich kompetente Beratung, Anleitung und Unterstützung während der Arbeiten zur Verbundfestigkeit aussprechen.

Herrn G. Raser, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, danke ich für die Unterstützung in der Auflichtmikroskopie.

Auch Frau Dipl. Ing. R. Kaiser vom Elektronenmikroskopischen Zentrum der Friedrich-Schiller-Universität Jena danke ich für ihre Ausführung bei den rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen.

Nicht zu vergessen sind meine Mitpromovenden/innen, die mir das wissenschaftliche Arbeiten durch ihre Anwesenheit in lockerer, kollegialer Atmosphäre versüßt und erleichtert haben.

Herrn Dr. M. Bischoff vom Fraunhofer-Institut für angewandte Optik und Feinmechanik IOF, Jena danke ich für die Transmissionsmessung der Matrizenfolie.

Meinen Eltern will ich besonders danken, dass sie mir die Studienwahl freigestellt haben und mich bei all meinen Vorhaben immer maximal unterstützt haben, emotional wie finanziell. Ihnen sowie meinem Bruder möchte ich für die jahrelange verständnisvolle Unterstützung und Motivation bei der Erstellung der vorliegenden Arbeit von Herzen danken.

Abschließend möchte ich mich mit einem großen Dankeschön bei meinem Partner bedanken, der meiner Arbeit viel Verständnis entgegenbrachte. Für seine liebevolle und herzliche Unterstützung bes. in der Schlussphase der Arbeit danke ich ihm von Herzen.

Sontra, den 04. Mai 2011

Carina Angeli, Verfasserin

9.6 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. em. Dr. med. dent. habil. D. Welker und die in der Danksagung genannten Personen,
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe,
- und ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Sontra, den 04. Mai 2011

Carina Angeli, Verfasserin

Zusätzlicher Anhang (siehe Kap. 9.3) - Weiterführende Untersuchungen**9.3.1 Vergleich verschiedener Regime bei der Programmwahl für Cristobal+**

Mit Cristobal+-A und Cristobal+-B werden den beiden Serien Cristobal+-C und Cristobal+-DXS zwei weitere Prüfkörperserien aus dem Cristobal+ 2 in 1 – Lichthärtegerät gegenübergestellt, um die mechanischen Eigenschaften von Cristobal+-Proben unterschiedlicher Polymerisationsregime vergleichen zu können. Prüfkörper werden analog zu Kap. 4.3.1 und 4.3.2 hergestellt. Kodierung und Polymerisationsprogramme sind in Tab. 93 aufgeführt.

Tab. 93: Polymerisation und Vergütung der Plättchen- und Zylinder-Prüfkörper

Kodierung des Regimes	Vergütungsgerät	Programmwahl, Zeitangaben	weitere Angaben
CR-A	Cristobal+ 2 in 1 -	F1 + F2	Prüfkörper verbleiben in der Form; Prüfkörperoberfläche mit Folie abdecken
CR-B	Lichthärtegerät	F2 + F3	
CR-C		F1 + F2 + F3	
CR-DXS	Dentacolor XS	von beiden Seiten je 180 s belichten	

Vergleichend untersucht werden die mechanischen Eigenschaften Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Druckfestigkeit sowie Härte nach Vickers. Tab. 94 bis 120 fassen die Mess- und Statistikergebnisse zusammen.

Tab. 94: Biegefestigkeit [MPa]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
CR – A	112	14,1	12,6	66	15,5	23,5	./.	./.	./.
CR – B	129	10,4	8,0	102	9,9	9,7	./.	./.	./.
CR – C	133	19,8	14,9	108	10,7	9,9	104	13,4	12,9
CR – DXS	138	5,8	4,2	77	13,2	17,1	99	14,3	14,4

Tab. 95: t-Test Biegefestigkeit innerhalb eines Regimes

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
CR – A	+	./.	./.
CR – B	+	./.	./.
CR – C	+	-	+
CR – DXS	+	+	+

Tab. 96: t-Test Biegefestigkeit nach 1 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	-	-	/	
CR – DXS	+	-	-	/

Tab. 97: t-Test Biegefestigkeit nach 25.000 TLW

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	+	-	/	
CR – DXS	-	+	+	/

Tab. 98: t-Test Biegefestigkeit nach 90 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	./.	/		
CR – C	./.	./.	/	
CR – DXS	./.	./.	-	/

Tab. 99: t-Test Biegefestigkeit; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und den verschiedenen Programmregimen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
CR – A / CR – DXS	+	-	./.
CR – B / CR – DXS	-	+	./.
CR – C / CR – DXS	-	+	-

Tab. 100: Biegung [%]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
CR – A	1,6	0,2	14,5	1,1	0,2	20,1	./.	./.	./.
CR – B	1,4	0,2	11,2	1,3	0,1	10,9	./.	./.	./.
CR – C	1,5	0,2	13,4	1,2	0,1	6,6	1,4	0,2	15,0
CR – DXS	1,9	0,2	9,0	1,1	0,2	14,6	1,4	0,3	19,4

Tab. 101: t-Test Biegung innerhalb eines Regimes

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
CR – A	+	./.	./.
CR – B	-	./.	./.
CR – C	+	+	-
CR – DXS	+	+	+

Tab. 102: t-Test Biegung nach 1 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	-	/		
CR – C	-	-	/	
CR – DXS	+	+	+	/

Tab. 103: t-Test Biegung nach 25.000 TLW

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	-	/		
CR – C	-	-	/	
CR – DXS	-	+	-	/

Tab. 104: t-Test Biegung; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und den verschiedenen Programmregimen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
CR – A / CR – DXS	+	-	./.
CR – B / CR – DXS	+	+	./.
CR – C / CR – DXS	+	-	-

Tab. 105: Elastizitätsmodul [MPa]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
CR – A	6552	871	13,3	6204	1166	18,8	./.	./.	./.
CR – B	8430	1041	12,4	7296	428	5,9	./.	./.	./.
CR – C	7300	977	13,4	7930	538	6,8	7130	891	12,5
CR – DXS	8350	921	11,0	7258	976	13,5	6731	1087	16,2

Tab. 106: t-Test Elastizitätsmodul innerhalb eines Regimes

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
CR – A	-	./.	./.
CR – B	+	./.	./.
CR – C	-	-	-
CR – DXS	-	-	+

Tab. 107: t-Test Elastizitätsmodul nach 1 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	-	-	/	
CR – DXS	+	-	-	/

Tab. 108: t-Test Elastizitätsmodul nach 25.000 TLW

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	-	+	/	
CR – DXS	-	-	-	/

Tab. 109: t-Test Elastizitätsmodul; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und den verschiedenen Programmregimen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
CR – A / CR – DXS	+	-	/.
CR – B / CR – DXS	-	-	/.
CR – C / CR – DXS	-	-	-

Tab. 110: Druckfestigkeit [MPa]

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
CR – A	162	39,7	24,5	130	28,3	21,7	/.	/.	/.
CR – B	179	19,1	10,7	105	26,5	25,2	/.	/.	/.
CR – C	141	21,1	14,9	131	37,7	28,8	/.	/.	/.
CR – DXS	111	20,9	18,8	117	18,8	16,1	/.	/.	/.

Tab. 111: t-Test Druckfestigkeit innerhalb eines Regimes

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
CR – A	-	/.	/.
CR – B	+	/.	/.
CR – C	-	/.	/.
CR – DXS	-	/.	/.

Tab. 112: t-Test Druckfestigkeit nach 1 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	-	/		
CR – C	-	+	/	
CR – DXS	+	+	+	/

Tab. 113: t-Test Druckfestigkeit nach 25.000 TLW

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	-	/		
CR – C	-	-	/	
CR – DXS	-	-	-	/

Tab. 114: t-Test Druckfestigkeit; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und den verschiedenen Programmregimen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
CR – A / CR – DXS	+	-	/.
CR – B / CR – DXS	+	-	/.
CR – C / CR – DXS	+	-	/.

Tab. 115: Härte nach Vickers HV₅₋₂₀

n = 10	1 d H ₂ O, 37 °C			25.000 TLW			90 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]	\bar{x}	s	s [%]
CR – A	61	3,0	4,8	56	1,4	2,4	/.	/.	/.
CR – B	78	1,1	1,5	74	2,1	2,9	/.	/.	/.
CR – C	76	2,0	2,7	71	2,1	3,0	75	1,3	1,7
CR – DXS	70	1,9	2,7	75	1,9	2,6	72	1,6	2,2

Tab. 116: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ innerhalb eines Regimes

	1 d H ₂ O, 37 °C / 25.000 TLW	25.000 TLW / 90 d H ₂ O, 37 °C	90 d H ₂ O, 37 °C / 1 d H ₂ O, 37 °C
CR – A	+	/.	/.
CR – B	+	/.	/.
CR – C	+	+	-
CR – DXS	+	+	-

Tab. 117: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ nach 1 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	+	-	/	
CR – DXS	+	+	+	/

Tab. 119: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ nach 90 d H₂O, 37 °C

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	+	+	/	
CR – DXS	+	+	+	/

Tab. 118: t-Test Härte nach Vickers HV₅₋₂₀ nach 25.000 TLW

	CR – A	CR – B	CR – C	CR – DXS
CR – A	/			
CR – B	+	/		
CR – C	+	-	/	
CR – DXS	+	+	+	/

Tab. 120: t-Test Härte nach Vickers; Vergleich von Polymerisation im Dentacolor XS und den verschiedenen Programmregimen

	1 d H ₂ O, 37 °C	25.000 TLW	90 d H ₂ O, 37 °C
CR – A / CR – DXS	+	+	/.
CR – B / CR – DXS	+	-	/.
CR – C / CR – DXS	+	+	+

Vergleicht man die *Biegefestigkeit* der verschiedenen Cristobal+-Serien Cristobal+-A, Cristobal+-B und Cristobal+-C so zeigt sich, dass für die Werte nach eintägiger Wasserlagerung bei 37 °C keine hoch signifikanten Unterschiede bestehen: alle Proben erreichen Biegefestigkeiten > 110 MPa. Lediglich zwischen Cristobal+-A- und Cristobal+-B-Proben besteht ein hoch signifikanter Unterschied. Nach künstlicher Stressung sinken die Biegefestigkeitswerte rapide ab. Es kann jedoch nachgewiesen werden, dass nur für jene Proben, die alle drei Programme im Cristobal+-2 in 1 – Lichthärtegerät durchlaufen, kein hoch signifikantes Absinken nach 25.000 TLW vorliegt.

Das *Elastizitätsmodul* wird innerhalb einer Serie durch TWL nur minimal beeinflusst, zwischen den einzelnen Serien liegt kein hoch signifikanter Unterschied vor, lediglich Cristobal+-A und Cristobal+-DXS differieren nach eintägiger Wasserlagerung.

Die *Druckfestigkeit* bleibt bei den Cristobal+-C-Proben durch künstliche Stressung am unangefoch-testen, auch wenn der Eintageswert niedriger liegt als für die beiden anderen Regime. Der Eintageswert liegt für alle Regime hoch signifikant höher als nach TWL. Zwischen den einzelnen Regimen liegt mehrfach ein hoch signifikanter Unterschied vor, wobei nur Cristobal+-B- und Cristobal+-C-Proben nach eintägiger Wasserlagerung und 25.000 TWL nicht differieren.

Für die *Härte nach Vickers* nach eintägiger Wasserlagerung und nach TLW zeigt sich, dass Cristobal+-A hoch signifikant niedrigere Werte erreicht als Cristobal+-C. Cristobal+-B weist höhere Werte als Cristobal+-A und Cristobal+-C auf. Diese liegen jedoch nur gegenüber Cristobal+-A hoch signifikant höher.

Somit beweisen die verschiedenen Polymerisationsserien zu Cristobal+, dass eine finale Vergütung unter Wärmezufuhr für Cristobal+ unerlässlich ist, um bessere mechanische Werte zu

erreichen. Auch wenn der Einfluss auf den Elastizitätsmodul eher gering ist, zeigt sich bei den anderen Parametern, dass bes. nach Stressung und Wasseraufnahme die Werte für jene Proben, die alle drei Vergütungsprogramme durchlaufen haben (Cristobal+-C), hoch signifikant besser sind.

9.3.2 Additive Versuche zur Minimierung der extrem hohen Streuung für die Scherfestigkeitswerte für belleGlass NG im systemeigenen Ofen

Für die extrem hohe Streuung ($s\% = 22,4$) bei belleGlass NG ist die mangelhafte Aushärtung des dazugehörigen Opakers verantwortlich, denn trotz Vorgehen nach Herstellerangaben bleibt dieser nach Abschluss der Polymerisation weich. Daher werden drei additive Versuchsreihen durchgeführt, die eine suffiziente Aushärtung des Opakers garantieren sollen. Es werden jeweils sieben Prüfkörper hergestellt und die Belichtungszeit und -lampe/-ofen variiert und die Härte des Opakers manuell kontrolliert (subjektive Bewertung). Tab. 121 führt die verschiedenen Versuchsreihen auf.

Tab. 121: Additive Prüfkörper für Verblendkomposit belleGlass NG auf Wirobond C mit verschiedenen Lichthärtestufen, $n = 7$

Kodierung	Primer	1. Opaker, Härtung, Dauer	2. Opaker, Härtung, Dauer	Gerät zur Kompositpolymerisation, Dauer
BG – FO	Metal Primer II	systemeigen, Teklite, 20 s	systemeigen, belleGlass HP Ofen, 10 min ohne N-Zufuhr	belleGlass HP Ofen, 10 min mit N-Zufuhr
BG – FO-1	Metal Primer II	systemeigen, Dentacolor XS, 180 s	systemeigen, Dentacolor XS, 180 s	Dentacolor XS, 180 s + belleGlass HP Ofen, 10 min mit N-Zufuhr
BG – FO-2	Metal Primer II	systemeigen, Dentacolor XS, 180 s	systemeigen, Dentacolor XS, 180 s + belleGlass HP Ofen, 10 min mit N-Zufuhr	Dentacolor XS, 180 s + belleGlass HP Ofen, 10 min mit N-Zufuhr
BG – FO-3	Metal Primer II	systemeigen, Teklite, 20 s	systemeigen, Teklite, 20 s, + belleGlass HP Ofen 10 min ohne N-Zufuhr	Teklite, 60 s + belleGlass HP Ofen, 10 min mit N-Zufuhr

In Tab. 122 und 123 sind die Ergebnisse der Messungen und Statistik zusammengefasst.

Tab. 122: Scherhaftfestigkeit von belleGlass NG auf Wirobond C nach verschiedenen Vergütungsregimen [MPa] nach 1 d, 37 °C

n = 7	1 d H ₂ O, 37 °C		
	\bar{x}	s	s [%]
BG – FO	18,95	4,25	22,42
BG-FO-1	19,67	3,08	15,64
BG-FO-2	18,16	1,46	8,04
BG-FO-3	22,28	5,14	23,06

Tab. 123: t-Test für Scherhaftfestigkeit von belleGlass NG auf Wirobond C nach verschiedenen Vergütungsregimen [MPa] gegenüber Scherhaftfestigkeit von BG-FO-Proben

	BG – FO
BG-FO-1	-
BG-FO-2	-
BG-FO-3	-

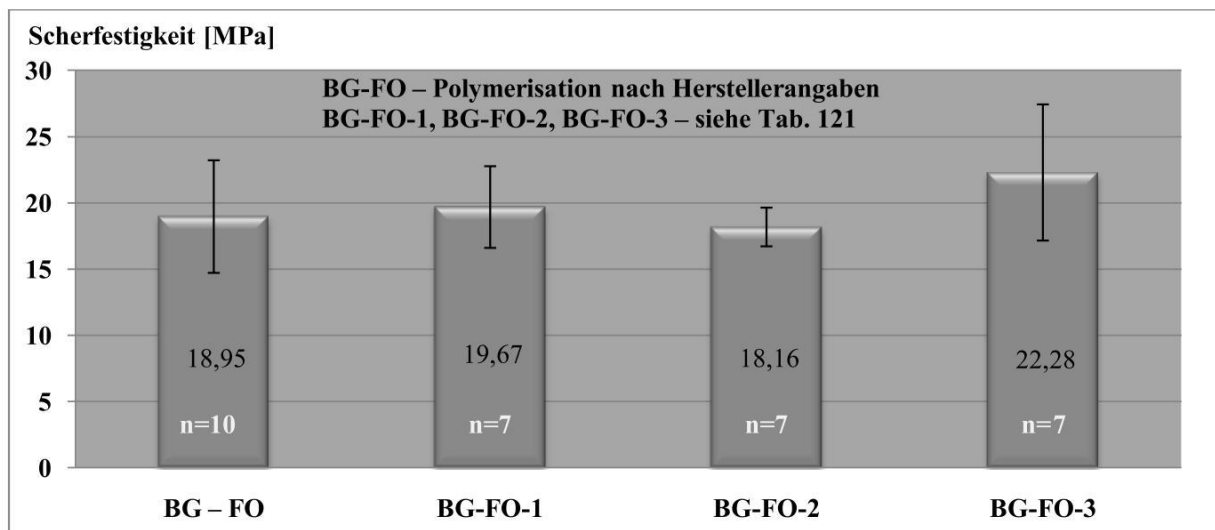


Abb. 54: Scherhaftfestigkeit für belleGlass NG mit verschiedenen Lichthärtestufen auf Wirobond C in [MPa] nach 1 d Lagerung in Aqua destillata bei 37 °C

Keine der drei additiven Versuchsreihen bringt eine hoch signifikante Verbesserung der Haftwerte für belleGlass NG nach eintägiger Wasserlagerung. Daher wird auf weitere Versuchsreihen für TLW verzichtet. Die Mittelwerte liegen um 19,67 MPa, 18,16 MPa und 22,28 MPa (Abb. 54). Die Streuungen der drei Reihen hingegen können ein wenig gesenkt werden, liegen jedoch im Intervall 8 bis 23 %. Lediglich für belleGlass NG-FO-2 kann die Streuung unter 10 % gebracht werden. Die erste Opakerschicht wird im Dentacolor XS anstatt mittels Teklite sechsmal so lang wie vorgeschrieben belichtet, die zweite Opakerschicht zuerst im Dentacolor XS für 180 s, danach im systemeigenen Ofen mit Stickstoffzufuhr für weitere 10 min. Der Kompositaufbau wird auch erst im Dentacolor DXS polymerisiert und dann unter erneuter Stickstoffzufuhr im systemeigenen Ofen.

Im Signifikanztest ergeben sich zwar keine hoch signifikanten Unterschiede gegenüber des Ausgangswertes belleGlass NG-FO, auch wenn der Opaker nach der Prüfkörperherstellung subjektiv gesehen deutlich fester ist. Somit ist anzunehmen, dass der zuvor ermittelte Wert

für die Scherfestigkeit nach eintägiger Wasserlagerung (18,95 MPa) in etwa mit dem eigentlichen Wert übereinstimmt und für die t-Test-Auswertung herangezogen werden kann.

9.3.3 Digitale Farbmessung der Proben vor und nach Polymerisation zum Nachweis eines sichtbaren Farbumschwungs im Rahmen der Polymerisation und zum Nachweis sichtbarer Farbdifferenzen zwischen Massen verschiedener Hersteller

Trotz Wahl namentlich einheitlicher Zahnfarbe (A3) bzw. der äquivalenten Zahnfarbe von A3 des Vita-Farbringes, fällt auf, dass die einzelnen Massen verschiedener Hersteller im unpolymerisierten und polymerisierten Zustand farbliche Differenzen aufweisen. Daher werden die Materialien einer genauen, digital unterstützten Farbbestimmung unterzogen.

Für den Nachweis eines Farbumschwungs während der Polymerisation werden freihändig Plättchen mit den Maßen ca. 8 mm x ca. 8 mm x ca. 3 mm auf weißem Papier geformt. Die erste digitale Farbmessung mittels ShadeEye NCC Dental Chroma Meter (Shofu Dental, D-Ratings) erfolgt gleich nach Modellation, die zweite direkt nach Aushärtung der Plättchen. Für den Vergleich der ausgehärteten Proben untereinander werden aus allen Kompositen je ein Plättchen für die Polymerisation im Dentacolor XS hergestellt sowie zusätzlich ein Plättchen der Verblendmaterialien SR Adoro und Cristobal+ zur Vergütung in den systemeigenen Öfen (Targis Power upgrade und Cristobal+ 2 in 1- Lichthärtegerät).

In Tab. 124 sind die Ergebnisse der digitalen Farbbestimmung vor und nach Polymerisation aufgeführt. Tab. 125 zeigt die Ergebnisse für SR Adoro und Cristobal+ auf, mit deren Hilfe überprüft werden soll, ob der Polymerisationsofen einen Einfluss auf die Farbe der polymerisierten Masse nehmen kann. Digitale Farbunterschiede mit $\Delta E > 3,3$ sind sowohl für unpolymerisierte (Tab. 126) als auch für polymerisierte (Tab. 127) Proben aufgeführt und in Abb. 55 dargestellt.

Tab. 124: Digitale Farbbestimmung von A3 (L = Helligkeit, +a = Rot, -a = Grün, +b = Gelb, -b = Blau)

	vor Polymerisation			nach Polymerisation			Verfärbungsabstände pro Achse			Farb- abstand	sichtbarer Farb- umschwung während Poly- merisation
	L	a	b	L	a	b	ΔL	Δa	Δb	ΔE	
AD – TPu	78,9	0,0	41,9	75,8	1,1	25,8	3,1	-1,1	16,1	16,43	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
AD – DXS				74,5	-0,3	25,7	4,4	0,3	16,2	16,79	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
VI – DXS	77,5	0,8	31,0	70,3	2,4	18,7	7,2	-1,6	12,3	14,34	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
BG – FO	78,9	-1,3	26,8	70,4	-0,6	17,7	8,5	-0,7	9,1	12,47	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
CE – DXS	78,3	0,0	36,2	72,8	0,4	26,8	5,5	-0,4	9,4	10,90	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
CR – C				69,3	1,5	21,3	6,6	-0,2	9,3	11,41	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
CR – DXS	75,9	1,3	30,6	69,5	1,9	22,6	6,4	-0,6	8,0	10,26	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
DD – DXS	83,1	-1,0	26,0	75,6	0,6	17,3	7,5	-1,6	8,7	11,60	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
DO – DXS	75,6	-1,2	31,8	72,6	-0,3	21,5	3,0	-0,9	10,3	10,77	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja
Mittelwert	78,3	-0,2	32,0	72,3	0,7	21,9	5,8	-0,8	11,0	12,77	$\Delta E > 3,3 \rightarrow$ ja

Tab. 125: Digitale Farbbestimmung in Anhängigkeit des Polymerisationsofen

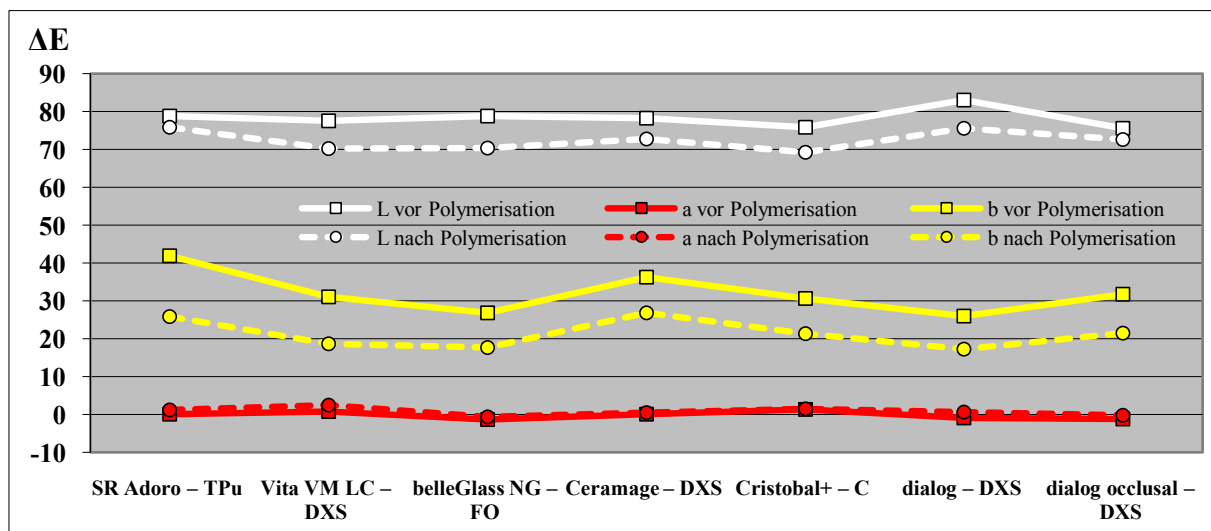
	nach Polymerisation			Verfärbungsabstände pro Achse			Farbabstand	Farbdifferenz zwischen beiden Proben	sichtbare Farbdifferenz
	L	a	b	ΔL	Δa	Δb	ΔE		
AD – TPu	75,8	1,1	25,8	3,1	-1,1	16,1	16,43	0,36	nein
AD – DXS	74,5	-0,3	25,7	4,4	0,3	16,2	16,79		
CR – C	69,3	1,5	21,3	6,6	-0,2	9,3	11,41	1,15	nein
CR – DXS	69,5	1,9	22,6	6,4	-0,6	8,0	10,26		

Tab. 126: Sichtbare Farbunterschiede zwischen den verschiedenen Kompositen vor Polymerisation ($\Delta E > 3,3 \rightarrow +$, sonst -)

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	+	-	/				
CE - DXS	-	-	-	/			
CR - C	-	-	-	+	/		
DD - DXS	-	+	+	-	+	/	
DO - DXS	+	-	-	+	-	+	/

Tab. 127: Sichtbare Farbunterschiede zwischen den verschiedenen Kompositen nach Polymerisation ($\Delta E > 3,3 \rightarrow +$, sonst -)

	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
AD - TPu	/						
VI - DXS	+	/					
BG - FO	+	-	/				
CE - DXS	-	+ ¹	+ ¹	/			
CR - C	+ ¹	-	-	+	/		
DD - DXS	-	+	+	-	+	/	
DO - DXS	+	-	-	- ²	-	- ²	/

¹: sichtbare Farbdifferenz tritt erst nach Polymerisation auf²: sichtbare Farbdifferenz verschwindet nach Polymerisation**Abb. 55: L, a und b zur Farbbestimmung aller Verblendkomposite vor und nach der Polymerisation**

Die ΔE -Werte für den Farbumschwung im Rahmen der Polymerisation liegen zwischen 11 und 16 (ergo stets $> 3,3$). Die größten Veränderungen sind auf der b-Achse (gelb/blau) zu verzeichnen, denn eines ist allen getesteten Schichtmassen gemeinsam: Nach der Polymerisation

erscheinen die Massen weniger gelb. Das liegt am Zerfall des Campherchinon, welches die Startreaktion einleitet. Campherchinon selbst hat eine intensive gelbe Eigenfarbe und absorbiert Licht der Wellenlänge 460 nm. Somit kann es gut durch Licht zur Radikalbildung angeregt werden. Nach dem Verbrauch weist es eine neutrale Eigenfarbe auf (Lutz et al. 1992).

Weiterhin ist das Sinken der Helligkeit der Proben zu erwähnen. Manche Farbunterschiede zwischen den einzelnen Werkstoffen werden durch die Polymerisation aufgehoben oder gar verstärkt. Ersteres gilt für dialog Occlusal zu Ceramage sowie zu dialog. Für Cristobal+ zu SR Adoro sowie Ceramage zu Vita VM LC und belleGlass NG gilt letzteres.

Vergleicht man für SR Adoro und Cristobal+ die Farbunterschiede nach Polymerisation, so zeigen die Proben aus den beiden systemeigenen Polymerisationsöfen keinen sichtbaren Farbunterschied zu den Proben aus dem Standardofen Dentacolor XS. Es kann geschlussfolgert werden, dass die Wahl des Polymerisationsofen wie erwartet die Farbe der ausgehärteten Masse nicht beeinflusst.

Da der Farbumschwung mit dem bloßen Auge erkennbar ist, sollten daher stets ausgehärtete Proben zur genaueren Farbbestimmung herangezogen werden.

In der Literatur wird weiterhin angegeben, dass die Zahnfarbenbestimmung am Patienten vor der Präparation der Zahnstümpfe erfolgen sollte, da Zähne infolge von Dehydration weißer aussehen. Korrekt ist ebenfalls die Bestimmung bei natürlichem Tageslicht bei bewölktem Himmel im Halbschatten oder unter genormten Tageslicht-Leuchten (z.B. Osram Lumilux® DeLuxe daylight 12-950).

Die Betrachtung aller vergüteten Proben hingegen erbrachte folgende Schlussfolgerungen: Am hellsten sind die Proben von SR Adoro-TPu, am dunkelsten die von Cristobal+-C. Auf der a-Achse reicht Cristobal+-C am weitesten in Richtung Rot, Richtung Grün die Proben von belleGlass NG-FO. Auf der b-Achse zeigt keine Zahnfarbe einen Blaustich, am weitesten in Richtung Gelb bewegte sich Ceramage. In zehn der insgesamt 21 Farbvergleiche untereinander liegen sichtbare Farbdifferenzen vor. Somit ist erneut nachgewiesen, dass die einzelnen Schichtmassen der verschiedenen Hersteller bzgl. Farbe nicht identisch sind und vielmehr der geschichtete Zahn als Ganzes betrachtet werden muss. Basierend auf den verschiedenen Farbringen der einzelnen Dentalfirmen ist es in der Praxis oft schwer, neben natürlichen Zähnen einen Zahnersatz mit verschiedenen zahnfarbenen Materialien so einzugliedern, der es sich farblich exakt an die Umgebung anpasst. Es ist bereits bekannt, dass Farben der einzelnen Schichtmassen trotz Namensgleichheit zwischen den Herstellern durchaus messbare Unterschiede aufweisen (Seghi et al. 1986). Auch wenn bei der Auswahl der Materialien daher

darauf geachtet, dass äquivalente Zahnfarben gewählt werden (A3 des Farbring Vita classical), kann trotzdem ein Farbunterschied nachgewiesen werden.

Dieses Problem könnte in Zukunft gelöst sein, da sich fünf deutsche Dentalfirmen zusammengeschlossen haben, die zusammen mehr als 50 % des Marktes der Zahnersatzstoffe abdecken. Nach dreijähriger Entwicklungsarbeit präsentierten sie Ende Januar 2007 einen neuen, einheitlichen Farbring (A-D Shade Guide), der 16 Farben und vier Bleach-Farben umfasst. Die Umstellung der Produkte auf diesen neuen Farbring wird bis zu drei Jahren dauern (JP 2007, SP 2007, Anonymus 2007) und ist bald abgeschlossen.

9.3.4 Untersuchung des eigenen Poliersystems für Ceramage

Zusätzlich wird für Ceramage noch die Wirksamkeit der dreistufigen Polierstraße Ceramage Finishing & Polishing Kit (Shofu Dental) untersucht. Das Kit besteht aus drei rotierenden Polieren und zwei Polierpasten (Dura-Polish und Dura-Polish Dia). Dura-Polish ist eine Aluminiumoxid-Paste, Dura-Polish Dia hingegen eine äußerst hochgefüllte, diamantierte Polierpaste. Beide wurden für die Politur von keramisch hoch gefüllten Komposit-Restaurationen entwickelt.

Für die Untersuchung wurden nach Herstellerangaben Plättchenprüfkörper im Dentacolor XS hergestellt und für 24 Stunden im 37 °C warmen Aqua destillata gelagert. Verschiedene Polierregime werden ausprobiert (Tab. 128).

Tab. 128: Angaben zur verwendeten Polierstraße für Ceramage (Shofu Dental)

Poliersystem; Firma	Anzahl der Stufen	Kennnummer	Schaft	Umdrehungen [U/min]
Ceramage- Polierstraße; Shofu Dental	3 Polierer (ohne Benutzung der Polierpasten)	grün gelb weiß	H	10.000 10.000 6.000
	3 Polierer und beide Polier- pasten auf Baumwoll-bürste (radförmig)	Dura-Polish Dura-Polish Dia	H	5.000
	Vergütung der HMF- Oberfläche nur mit beiden Polierpasten auf Baumwoll- bürste (radförmig)	Dura-Polish Dura-Polish Dia	H	5.000

Die Mess- und Statistikergebnisse sind in Tab. 129 bis 132 aufgeführt.

Tab. 129: Bakterienretention an Oberfläche (- = $R_a < 0,2 \mu\text{m}$, keine Bakterienretention, + = $R_a > 0,2 \mu\text{m}$, Bakterienretention)

n = 10	CE – DXS
HMF + systemeigenes Polieret 3-stufig ohne Polierpaste	-
HMF + systemeigenes Polieret 3-stufig mit 2 Polierpasten	-
HMF + systemeigenes Polieret nur beide Polierpasten	-

Tab. 130: $R_a [\mu\text{m}]$ nach HMF und Politur mit systemeigenen Politursystemen

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
CE – DXS, 3-stufig ohne Polierpaste	0,13	0,02	15,7	0,10	0,16
CE – DXS, 3-stufig mit 2 Polierpasten	0,06	0,01	22,0	0,04	0,08
CE – DXS, nur beide Polierpasten	0,08	0,01	8,1	0,07	0,09

Tab. 131: t-Test R_a nach Bearbeitung von Ceramag mit kreuzverzahnter Hartmetallfräse rot und Politur mit systemeigenen Poliersystem gegenüber Polymerisation gegen Matrize

	Matrize	CE – DXS systemeigenes Polieret (3 Stufen) ohne Polierpasten	CE – DXS systemeigenes Set (3 Stufen) und 2 Polierpasten	CE – DXS nur beide Polierpasten
Matrize	/			
3-stufig ohne Polierpaste	+	/		
3-stufig mit 2 Polierpasten	-	+	/	
nur beide Polierpasten	+	+	+	/

Tab. 132: Auswertung Oberflächenbearbeitung und -optimierung

CE - DXS	
$R_a < 0,2 \mu\text{m}$ nach Bearbeitung mit kreuzverzahnter HMF rot und Oberflächenpolitur mittels	
- systemeigenes Polieret 3-stufig, ohne Polierpaste	ja
- systemeigenes Polieret 3-stufig, mit 2 Polierpasten	ja, sogar fast auf R_a -Wert nach Polymerisation gegen Matrize
- systemeigenes Polieret, nur beide Polierpasten	ja, sogar besseres Ergebnis als nur Polierer (3 stufig) ohne Pasten

Benutzt man nur die drei Polierer, so wird der arithmetische Mittenrauwert auf durchschnittlich $0,13 \mu\text{m}$ und maximal $0,16 \mu\text{m}$ gesenkt. Verwendet man anschließend noch beide Polierpasten auf einer rotierenden Baumwollbürste kann dieser sogar auf $0,06 \mu\text{m}$ gesenkt werden. Lässt man die drei initialen Polierer aus und verwendet nur die Polierpasten, können R_a -Werte um $0,08 \mu\text{m}$ erreicht werden. Gegenüber den Oberflächen nach Ausarbeitung mit einer Hartmetallfräse sind die erreichten Oberflächenrauigkeiten aller drei Reihen hoch signifikant niedriger, aber immer noch hoch signifikant höher als vor der Ausarbeitung, ergo nach Polymerisation gegen eine plane Matrize. Lediglich zwischen der Oberfläche nach Polymerisation gegen eine Matrize und der Oberfläche nach Politur mit allen Polierern und anschließender Verwendung beider Polierpasten besteht kein hoch signifikanter Unterschied. Somit kann für die Politur von Ceramag auch das systemeigene Poliersystem empfohlen werden. Dieses

Ergebnis kann nicht uneingeschränkt auf andere Komposite übertragen werden, da nicht jede Polierpaste für jedes Komposit geeignet ist (Rzanny et al. 2003a).

9.3.5 Exogene Verfärbungspotenz durch Plaquerevelator Mira-2-Ton im praxisnahen Test

Da Verblendmaterialien auch bei festsitzenden Restaurationen Einsatz finden können und die Prophylaxe immer mehr an Wichtigkeit gewinnt, soll in einer ergänzenden Untersuchung geprüft werden, ob Plaquerevelatoren dauerhaft sichtbare Farbveränderungen hinterlassen. Um den Patienten die vorhandene, weißlich-farblose Plaque an den Zähnen und dem Zahnersatz sichtbar zu machen, gibt es verschiedene Plaque-Färbemittel in Form von Lösungen und Kau-tabletten. Während die fluoreszierenden Revelatoren nur im UV-Licht sichtbar sind, ist die Färbung durch Lebensmittelfarbstoffe ohne weitere Hilfsmittel sichtbar. Somit kann eine dauerhafte Einlagerung der Lebensmittelfarbstoffe im Werkstoff auch dauerhaft gesehen werden. Exemplarisch für die Färbungslösungen auf Lebensmittelfarbstoffbasis wird der zweiphasige Plaquerevelator Mira-2-Ton (Hager & Werken GmbH & Co. KG, D-Duisburg) getestet. Mira-2-ton wird zum Sichtbarmachen von weichen, farblosen Zahnbelägen (Plaque) genutzt und gilt als nicht allergen und geschmacksneutral. Zu den enthaltenen Farbstoffen auf der Basis ungiftiger Lebensmittelfarben zählen Phloxin B (C.I. Acid Red 92) und Patentblau (E 133) (Polig 2006). Ältere Beläge färben sich lila/blau, neuere rot. Für den Versuch werden ebenfalls Proben nach Herstellerangaben angefertigt. Nach eintägiger Lagerung in 37 °C temperiertem Aqua destillata wird die Proben mittels Papiertuch sanft getrocknet. Anschließend wird die Färbelösung auf einer Breitseite je Probe unter Zuhilfenahme eines Schaumstoff-Pellets (Pele-Tim, Voco, D-Cuxhaven) drucklos Mira-2-Ton (Charge: 244749) „einmassiert“. In Annahme, dass ein voll bezahntes Gebiss komplett eingefärbt wird, kann aus eigenen Erfahrungen die maximale Verweildauer am zuerst eingepinselten Zahn mit ca. 20 angenommen werden. Deshalb wird eine Expositionszeit von 20 s gewählt. Unter fließendem Wasser werden die überschüssigen Mengen Färbelösung abgespült, was ein Ausspülen des Mundes simulieren soll. Anschließend wird mit der Zahnpasta blend-a-med kariosan (als nicht abrasiv einzuordnen) und der Zahnbürste Medic Plus 3 (Procter & Gamble Service GmbH, D-Schwalbach) die Oberfläche solange gereinigt, bis visuell keine Verfärbung mehr sichtbar ist. Es schließt sich die Farbmessung mittels ShadeEye NCC an. Die Messergebnisse sind in Tab. 133 aufgeführt.

Tab. 133: ΔE -Werte nach Anfärben mit Mira-2-Ton für 20 s und anschließender Reinigung mit Zahnbürste und nicht-abrasiver Zahnpasta; Oberfläche: Polymerisation gegen Matrice

ΔE nach Anfärben und Reinigung		Kommentar
AD – TPu	1,08	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
VI – DXS	3,62	$\Delta E > 3,3$; sichtbare Restverfärbung bleibt zurück
BG – FO	1,36	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
CE – DXS	1,04	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
CR – C	1,75	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
DD – DXS	0,14	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
DO – DXS	1,06	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung

Um den Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit zu beurteilen, wird der gleiche Versuch ebenso auf aufgerauten Oberflächen durchgeführt. Hierzu werden die Oberflächen der gegenüberliegenden Breitseite mit Sandpapier (Körnung 600) aufgeraut. Nach Durchführung der Verfärbung, Reinigung und Farbmessung wurde die gleiche Seite nochmals mit einer Hartmetallfräse (kreuzverzahnt, rot, 20.000 U/min) aufgeraut und der Versuch repetiert. Diese Ergebnisse sind in Tab. 134 und 135 zusammengefasst. Tab. 136 zeigt die einzelnen Werte für ΔL , Δa und Δb auf, Tab. 137 die Mittelwerte der Restverfärbungen und Tab. 138 die ΔE -Werte nach Reinigung.

Tab. 134: ΔE -Werte nach Anfärben mit Mira-2-Ton für 20 s und anschließender Reinigung mit Zahnbürste und nicht-abrasiver Zahnpasta; Oberfläche: Aufrauung mit Sandpapier (Körnung 600)

ΔE nach Anfärben und Reinigung		Kommentar
AD – TPu	2,55	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
VI – DXS	2,45	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
BG – FO	1,26	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
CE – DXS	1,14	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
CR – C	2,25	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
DD – DXS	1,37	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
DO – DXS	1,76	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung

Tab. 135: ΔE -Werte nach Anfärben mit Mira-2-Ton für 20 s und anschließender Reinigung mit Zahnbürste und nicht-abrasiver Zahnpasta; Oberfläche: Aufrauung mit Hartmetallfräse kreuzverzahnt rot mit 20.000U/min

ΔE nach Anfärben und Reinigung		Kommentar
AD – TPu	2,62	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
VI – DXS	0,14	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
BG – FO	0,20	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
CE – DXS	0,32	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
CR – C	1,39	$\Delta E < 3,3$; keine sichtbare Restverfärbung
DD – DXS	3,76	$\Delta E > 3,3$; sichtbare Restverfärbung bleibt zurück
DO – DXS	3,77	$\Delta E > 3,3$; sichtbare Restverfärbung bleibt zurück

Tab. 136: ΔL -, Δa - und Δb -Werte nach Reinigung der mit Mira-2-ton gefärbten Oberflächen

		glatte Oberfläche, gegen Matrice polymerisiert	aufgeraute Oberfläche, Sandpapier Körnung 600	aufgeraute Oberfläche, Hartme- tallfräse rot kreuzverzahnt
AD – TPu	ΔL	0,4	0,8	0,0
	Δa	-0,1	-1,5	1,7
	Δb	1,0	1,9	-2,0
VI – DXS	ΔL	-0,4	-0,5	-0,1
	Δa	0,1	0,0	0,0
	Δb	3,6	2,4	-0,1
BG – FO	ΔL	1,2	1,2	-0,2

	Δa	-0,5	-0,5	0,0
	Δb	0,4	0,4	0,0
CE – DXS	ΔL	-0,3	-0,3	0,1
	Δa	-1,0	-1,0	0,0
	Δb	0,0	0,0	-0,3
CR – C	ΔL	-0,4	-0,4	0,3
	Δa	0,1	0,1	-0,8
	Δb	1,7	1,7	-1,1
DD – DXS	ΔL	0,0	0,0	0,1
	Δa	-0,1	-0,1	1,6
	Δb	-0,1	-0,1	3,4
DO – DXS	ΔL	-0,3	-0,3	-0,1
	Δa	-0,2	-0,2	-2,0
	Δb	-1,0	-1,0	-3,2

Tab. 137: Mittelwerte der Restverfärbung (geteilt in +/- - Werte für L, a und b) nach Benutzung von Mira-2-ton und Reinigung mit Zahnbürste und nicht-abrasiver Zahnpasta bis subjektiv keine Verfärbung mehr sichtbar

	+	-
+/- L	0,55	-0,36
+/- a	0,43	-0,71
+/- b	1,33	-1,23

Tab. 138: ΔE -Werte nach Reinigung der mit Mira-2-ton gefärbten Oberflächen

	glatte Oberfläche, gegen Matrize polymerisiert	aufgeraute Oberfläche, Sandpapier Körnung 600	aufgeraute Oberfläche, Hartmetallfräse rot kreuzver- zähnt
AD – TPu	1,1	2,5	2,6
VI – DXS	3,6	2,5	0,1
BG – FO	1,4	1,3	0,2
CE – DXS	1,0	1,1	0,3
CR – C	1,7	2,2	1,4
DD – DXS	0,1	1,4	3,8
DO – DXS	1,1	1,8	3,8

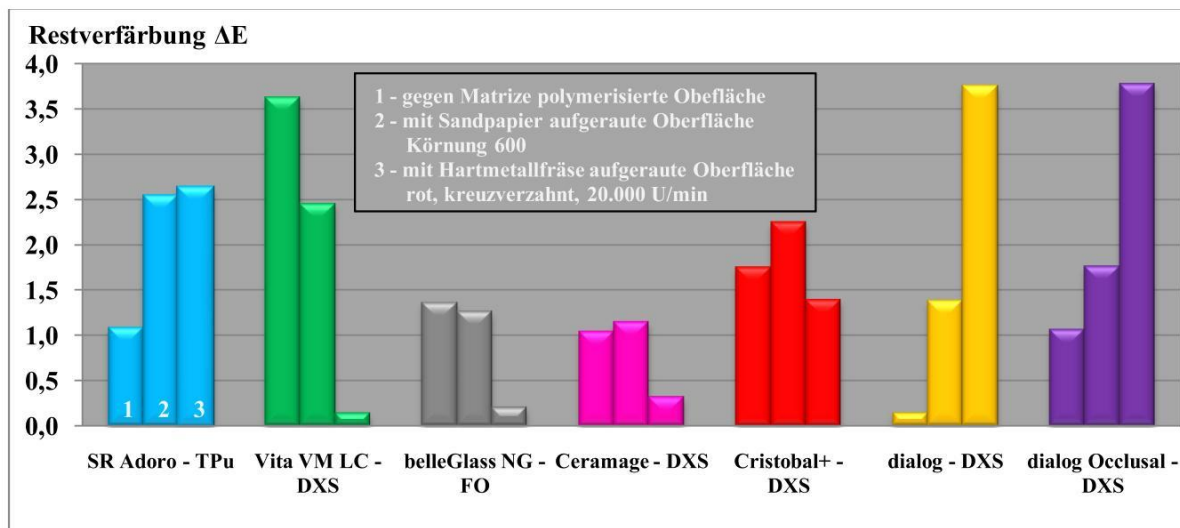


Abb. 56: Restverfärbung nach Benutzung von Mira-2-ton und Reinigung mit Zahnbürste und nicht-abrasiver Zahnpasta bis subjektiv keine Verfärbung mehr sichtbar

Für alle Proben mit glatter Oberfläche kann mit Ausnahme von Vita VM LC eine vollständige Reinigung nachgewiesen werden. Der verbleibende Farbunterschied für Vita VM LC beträgt $\Delta E = 3,62$, also oberhalb der sichtbaren Schwelle von $\Delta E = 3,3$. Alle anderen Proben

zeigen Restverfärbung von 1,7 (Cristobal+) bis 0,1 (dialog). Daher kann die folgende aufsteigende Reihenfolge angeführt werden: dialog, Ceramage, SR Adoro, dialog Occlusal, belleGlass NG, Cristobal+, Vita VM LC (Abb. 56).

Diese Reihenfolge der Verfärbung verändert sich auf vergrößerter Oberfläche. Nach Aufrauung mittels Sandpapier (Körnung 600) weist Ceramage die geringste Verfärbungstendenz auf, gefolgt von belleGlass NG, dialog, dialog Occlusal, Cristobal+ sowie Vita VM LC und SR Adoro. Alle Restverfärbungen liegen jedoch unterhalb der visuell erfassbaren Schwelle (Abb. 56). Wird die Oberfläche mit einer Hartmetallfräse aufgeraut, so bleibt für beide dialog-Massen eine sichtbare Verfärbung zurück ($\Delta E = 3,8$). Absteigend gruppieren sich SR Adoro, Cristobal+, Ceramage, belleGlass NG und Vita VM LC unterhalb davon (Abb. 56).

Bei der Betrachtung der Mittelwerte für ΔL , Δa und Δb fällt auf, dass alle Werte jeweils deutlich $< 3,3$ sind; in ungefähr gleichen Maßen in beide Richtungen der jeweiligen Achse. Am größten sind jedoch wie erwartet die Ausschläge auf der b-Achse (Abb. 57).

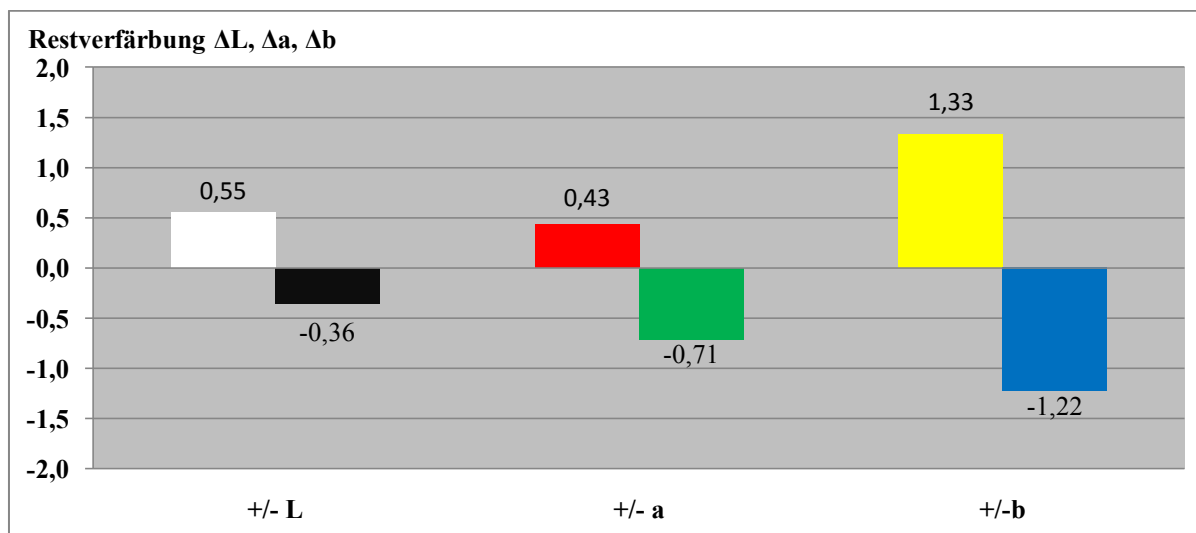


Abb. 57: Mittelwerte der Restverfärbung (geteilt in +/- - Werte für L, a und b) nach Benutzung von Mira-2-ton und Reinigung mit Zahnbürste und nicht-abrasiver Zahnpasta bis subjektiv keine Verfärbung mehr sichtbar

Somit kann resümiert werden, dass die modernen Verblendkomposite ebenfalls der Plaqueanfärbung unterzogen werden können, wenn ihre Oberfläche zuvor optimiert wurde und ausgeschlossen werden kann, dass bis zum Zeitpunkt der Anfärbung eine Aufrauung der primär glatten Oberfläche stattfindet.

Ergänzend muss gegenüber dem Patienten bei der Empfehlung für die häusliche Oralhygiene erwähnt werden, dass erythrosinhaltige Färbetabletten nicht mehr als 6 mg Erythrosin pro Tablette enthalten dürfen und die Anwendung nicht öfters als einmal pro Tag sowie frühes-

tens nach 14 Tagen wiederholen werden darf (Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte 1992).

9.3.6 Untersuchung der Reinigungs- und Oberflächenvergrößerungspotenz verschiedener häuslicher Oralhygieneprodukte nach Lagerung in färbenden Medien und anschließender Oberflächenminimierung durch erneute Politur

Um die während der Nutzperiode eintretenden unabwendbaren exogenen Verfärbungen der Kompositverblendungen wieder zu entfernen, stehen in Abhängigkeit, ob es sich um herausnehmbaren oder festsitzenden Zahnersatz handelt, die verschiedensten Hilfsmittel zur Verfügung. Neben der professionellen Prothesenreinigung durch den Zahntechniker kann der Patient auch selbst tätig werden. Hierzu offeriert die Werbung für den häuslichen Gebrauch meist Tabletten, die, aufgelöst in Wasser, die Prothese reinigen sollen. Kostengünstigere Empfehlungen ist die Benutzung von (Zahn-)Bürste und Zahnpasta. Die Anschaffung eines Ultraschallbades bleibt aus Kostengründen meist aus. Im Bereich der festsitzenden Restaurationen findet immer mehr Keramik ihren Einsatz, sodass hier Kompositverblendungen meist nur noch bei älteren Restaurationen oder bei Langzeitprovisorien zu finden sind. Haupteinsatzgebiet der Komposite ist die Kombinationsprothetik (herausnehmbarer Zahnersatz mit festsitzenden Konstruktionen zum Halt der Prothese). Dennoch wurden in dieser Arbeit sowohl für den extraoralen als auch den intraoralen Gebrauch indizierte Reinigungssysteme untersucht:

- extraorale Verwendung: Ultraschallbad und Reinigungstablette
- extra- und intraorale Verwendung: Zahnbürste (in Kombination mit zwei verschiedenen Zahnpasten)

Je Werkstoff werden neun Prüfkörper nach Herstellerangaben hergestellt. Als Verfärbungsmedien werden wie in 4.5. beschrieben Schwarztee, Rotwein und Methylenblau ausgewählt. Nach vierwöchiger Verfärbung wird die homogene gefärbte Breitseite jedes Prüfkörpers bestimmt. Die stärker verfärbten Ränder werden mittels Hartmetallfräse (kreuzverzahnt, rot, 20.000 U/min) entfernt, um Verfälschung der Messergebnisse zu verhindern. Vor der Reinigung wird mit dem ShadeEye NCC der Farbart bestimmt und ΔE als Maß der Verfärbung errechnet. Als Referenzwert wird der vor der Verfärbung ermittelte Farbart verwendet.

Zur *Ultraschallreinigung* wird das Gerät Sonorex TK 30 (Bandelin) verwendet, das bei einer Frequenz von 50 kHz arbeitet. Als Reinigungsmedium kommt VOCO UL 10 Ultraschall-Universal-Reinigungskonzentrat (Voco GmbH, D-Cuxhaven) zum Einsatz (Charge 013658). Als wichtige Inhaltsstoffe sind Wasser, Phosphorsäure (40-45 %), Tenside und Korrosionsin-

hibitoren zu nennen. Der ph-Wert liegt im unverdünnten Lieferzustand bei 0,5 bis 1, bei Verdünnung 1:3 bei 2,0 bis 2,5. Die Prüfkörper werden nebeneinander auf die gravierte Unterseite in das Gerät gelegt. In Anlehnung an Staufenbiel (2005) wird eine dreiminütige Behandlung im Ultraschallbad gewählt. Nach der Entnahme werden die Proben sanft getrocknet und digital vermessen. Dieser gesamte Vorgang wird noch fünfmal repetiert, sodass die Proben insgesamt 18 min gereinigt werden. Nach jedem Durchgang wird das Reinigungsbad erneuert.

Als Reinigungstablette wird *Kukident intensiv* (Recklitt & Colman, D-Hamburg) gewählt (Charge #172323), wobei eine Tablette (ca. 3 g) in 100 ml Wasser aufgelöst wird. Als Wirkstoffe sind bes. Zitronensäure und Kaliumhydrogenperoxomonosulfat hervorzuheben. Der ph-Wert nach Ansetzen der Lösung beträgt 3,0, nach 24 h 3,0 bis 3,5. Die Prüfkörper werden nebeneinander auf die gravierte Unterseite gelegt. In Anlehnung an Staufenbiel (2005) wird eine 24-stündige Einwirkzeit bei Raumtemperatur gewählt. Nach Zeitablauf werden die Proben entnommen, getrocknet und gemessen. Insgesamt zehnmal werden die Proben einem stets neu angesetzten Bad zugeführt.

Die *Zahnbürste Medic Plus 3* (Procter & Gamble Service GmbH, D-Schwalbach) wird in Kombination mit zwei verschiedenen Zahnpasten eingesetzt. Ihre Vitalizer-Borsten sind als hart einzustufen. Als Zahnpasta werden *blend-a-med kariosan* (Procter & Gamble Service GmbH, D-Schwalbach, Charge 8203R3) sowie *Colgate Sensation White* (Colgate-Palmolive GmbH, D-Hamburg, Charge M8412) verwendet. Erstgenannte kann als gering abrasiv eingestuft werden, auch wenn kein RDA-Wert vorliegt. Wirkstoffe sind Natriumfluorid und Fluoristat, der Fluoridgehalt beträgt max. 1450 ppm und der ph-Wert 5,0, wobei der Hersteller diesen mit 6,8 angibt. Die andere Zahnpasta enthält Kristallsalz als Weißmacher, ihr max. Fluoridgehalt liegt bei 1450 ppm, ihr max. RDA-Wert nach Herstellerangaben bei 120, der ph-Wert bei 7,8, wobei eigene Messungen 8,0 bis 9,0 ergeben. Die Prüfkörper werden halbsseitig so mit Klebeband umwickelt, dass eine Hälfte unbedeckt bleibt (Abb. 58). Diese nicht abgedeckte Seite wird mit der weniger abrasiven *blend-a-med*-Zahnpasta und der Zahnbürste sowie etwas Wasser unter leichtem konstanten Druck und kreisförmigen Bewegungen manuell für 2 min bearbeitet. Um die Menge der Zahnpasta bei jedem Ansatz konstant zu halten, wird ein Pastensteifen über die gesamte Länge des Borstenkopfes appliziert und die Zahnbürste nach jedem Durchgang gereinigt. Nach Reinigung der Proben unter fließendem Wasser und anschließender Trocknung erfolgt die Farbmessung. Dieser Vorgang wird noch zweimal durchgeführt. Im Anschluss daran erfolgen die restlose Abnahme des Klebebandes und das Abkleben der bereits bearbeiteten Seite. Mit der gereinigten Zahnbürste und abrasiven Zahn-

pasta Colgate Sensation White wird der Versuch in Analogie ebenfalls dreimal repetiert und nach der finalen Reinigung das Klebeband in toto entfernt.



Abb. 58: halbseitig isolierter Prüfkörper zur Reinigung mittels Zahnbürste und Zahnpasta

Aus den so gewonnenen Farbwerten wird wiederum der entsprechende ΔE berechnet (in Bezug auf den Farbwert nach Verfärbung), als Information über eine eintretende sichtbare Entfärbung. Des Weiteren wird die verbleibende Farbdifferenz zum unverfärbten Farbwert bestimmt, die eine Aussage über die Restverfärbung angibt. Ob diese im sichtbaren oder unter-schwelligem Bereich liegt, wird ebenfalls bestimmt.

Nicht jedes Produkt, das eine gute Reinigung erzielt, ist empfehlenswert, denn im Rahmen der Hygienisierung des Zahnersatzes kommt es zu negativen Veränderungen der Oberfläche der Komposite. Deshalb wird auch diese Oberflächenveränderungen erfasst, um daraus Reinigungsempfehlungen für die Patienten ableiten zu können.

Zur Verwendung kommen alle 63 gereinigten Prüfkörper. Ihre Oberflächen werden der computergesteuerten Oberflächenabtastung am Hommeltester T1000 (Hommelwerke) unterzogen. Bei den mit Zahnbürste gereinigten Proben wird darauf geachtet, dass die Messstrecke nicht in Probenmitte (Übergang zwischen den Bearbeitungsfeldern der abrasiven und nicht abrasiven Zahnpasta) gewählt wird. Als Vergleichswerte werden die Oberflächenmessungen der gegen die Schutzfolie polymerisierten Proben aus Kapitel 4.6.9 verwendet. Als Grenzwert für eine Empfehlung wurde für den arithmetische Mittenrauwert R_a der Wert $< 0,2 \mu m$ veranschlagt, da Untersuchungen zeigten, dass die Retention von Mikroorganismen dann deutlich geringer ausfällt (Bollen et al. 1997).

Zu erwähnen sei noch, dass Oberflächenveränderungen durch die drei Verfärbungsagentien hierbei unberücksichtigt blieben. Bei Verwendung von oberflächenaktiven Verfärbungsmedium (u.a. Zitronensaft) sollte dies aber auf Grund des niedrigen pH-Wertes berücksichtigt werden.

Da die ermittelten Messerergebnisse für den arithmetischen Mittelrauwert R_a jedoch deutlich über dem kritischen Schwellenwert von $0,2 \mu m$ liegen, wird versucht, die vergrößerte Oberfläche dieser Proben zu minimieren, ohne einen merklichen Substanzabtrag durchzuführen. Um eine Empfehlung für die Zahnarztpraxis ableiten zu können, ohne Form- und Okklusionsveränderungen sowie Auflösen von Approximalkontakten herbeizuführen, wird eine

reine Politur als sinnvoll erachtet. Ziel dabei ist es, wieder den kritischen Mittenrauwert von $0,2 \mu\text{m}$ zu erreichen oder gar zu unterbieten. Aus Material- und Kostenersparnis werden exemplarisch für alle Reinigungsmöglichkeiten die oben beschriebenen mit Zahnbürste und Zahnpasta gereinigten Prüfkörper verwendet. Somit liegen Prüfkörper vor, die mittels Schwarztee, Rotwein oder Methylenblau für vier Wochen verfärbt wurden und anschließend mit zwei verschiedenen Zahnpasten je sechs min gereinigt wurden. Jeder Prüfkörper wird beidseits mit Klebeband so beklebt, dass eine Vierteilung der Oberfläche (Abb. 59) vorgenommen wird. In den beiden mittig verbleibenden Anteilen wird die Politur durchgeführt bis der optische Eindruck eines Erfolges eintritt.



weiß = isolierte Fläche mittels Klebeband
grau = freibleibende Fläche für Bearbeitung

Abb. 59: Vierteilung des Prüfkörperoberfläche durch Abdecken mit Klebeband

Zum Einsatz kommt eine radförmige Baumwollbürste in Kombination mit der Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer, D-Hanau, Charge 98#19) bei 5.000 U/min. Nach Herstellerangaben eignet sich diese polykristalline Polierpaste mit einem Festkörpergehalt von 80 % zur Politur von Polyglas-, Composite und Keramikwerkstoffen, da sie keine Einlagerungen im Material hinterlässt und einen langlebigen, mundbeständigen Hochglanz garantiert. Die Oberfläche wird wieder mit dem Hommeltester T1000 (Hommelwerke) vermessen. Als Vergleichsstandards gelten die in 4.6.9 gemessenen Oberflächen, die gegen die Schutzfolie polymerisiert wurden. Es wird überprüft, ob in beiden Fällen (nicht abrasive und abrasive Zahnpasta) diese Vergleichswerte oder zumindest der kritische Mittenrauwert erreicht werden können. Aus den Ergebnissen können Empfehlungen für die Praxis abgeleitet werden.

Tab. 139 bis 150 führen die verschiedenen ΔE -Werte nach Verfärbung und anschließender Reinigung auf. In Tab. 151, 152 und 154 sind die Auswertungen bzgl. jedes einzelnen Reinigungsmoduls aufgeführt, in Tab. 153 sind die Ergebnisse des t-Tests vermerkt und Tab. 155 zeigt die einflussreichsten Koordinaten sowie Mittelwerte für Verfärbung und Reinigung. Tab. 156 bis 167 führen alle R_a -Werte der einzelnen Reinigungsmodule nach Beendigung der Reinigung auf. Tab. 168 bis 173 zeigen die Ergebnisse der Rauheitsmessungen nach erneuter Politur jener Proben, die zuvor mit Zahnbürste und Zahnpasta gereinigt wurden. Tab. 174 und 175 umfassen die Ergebnisse des t-Tests. In Tab. 176 sind die Auswertungen bzgl. Reinigung und Oberflächenveränderung zusammengetragen. Die Reinigungsempfehlungen bzgl. der verschiedenen Parameter sind in Tab. 177 zu finden.

Tab. 139: ΔE -Werte nach Lagerung in Rotwein und nach Reinigung mittels Ultraschallreiniger VOCO UL 10

	Verfärbung	nach Reinigung					
		3 min	6 min	9 min	12 min	15 min	18 min
		ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD – TPu	6,22	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
VI – DXS	6,03						
BG – FO	19,24						
CE – DXS	6,72						
CR – C	1,95						
DD – DXS	8,92						
DO – DXS	13,29						

Tab. 140: ΔE -Werte nach Lagerung in Schwarztee und nach Reinigung mittels Ultraschallreiniger VOCO UL 10

	Verfärbung	nach Reinigung					
		3 min	6 min	9 min	12 min	15 min	18 min
		ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD – TPu	3,67	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
VI – DXS	6,51						
BG – FO	5,03						
CE – DXS	3,61						
CR – C	4,74						
DD – DXS	6,21						
DO – DXS	3,92						

Tab. 141: ΔE -Werte nach Lagerung in Methylenblau und nach Reinigung mittels Ultraschallreiniger VOCO UL 10

	Verfärbung	nach Reinigung					
		3 min	6 min	9 min	12 min	15 min	18 min
		ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD – TPu	35,64	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3

VI - DXS	8,28	3,33	1,20	1,95	0,47	0,20	0,82
		= ΔE_1	4,52	5,24	4,93	4,80	4,20
		5,01	3,91	3,33	3,48	3,56	4,10
BG - FO	26,17	10,26	3,05	2,92	1,58	1,25	0,51
		= ΔE_1	13,24	16,15	17,23	18,33	17,92
		16,18	13,64	10,98	9,73	8,84	9,28
CE - DXS	32,51	4,67	3,54	0,94	0,96	0,59	0,37
		= ΔE_1	7,69	7,82	7,71	7,94	7,95
		28,44	25,24	24,84	24,98	24,79	24,75
CR - C	12,66	5,51	1,63	1,85	0,41	0,30	1,53
		= ΔE_1	7,14	8,38	8,52	8,72	7,82
		7,46	5,95	4,32	4,28	4,12	4,96
DD - DXS	15,30	4,63	1,43	1,39	3,81	0,49	0,71
		= ΔE_1	3,37	2,88	6,34	5,89	6,52
		10,99	12,04	12,63	9,03	9,50	8,91
DO - DXS	9,50	4,65	1,32	1,51	0,28	0,80	0,88
		= ΔE_1	5,82	6,90	7,16	6,54	5,69
		5,68	4,84	3,37	3,29	3,72	4,47

Tab. 142: ΔE -Werte nach Lagerung in Rotwein und nach Reinigung mittels Prothesenreinigungstablette Kukident intensiv

	Verfärbung	nach Reinigung									
		1 d	2 d	3 d	4 d	5 d	6 d	7 d	8 d	9 d	10 d
		ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD - TPu	3,42	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
		ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4
		ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5
VI - DXS	4,68	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
BG - FO	8,39	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
CE - DXS	6,50	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
CR - C	8,93	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
DD - DXS	10,00	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
DO - DXS	8,26	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3

Tab. 143: ΔE -Werte nach Lagerung in Schwarztee und nach Reinigung mittels Prothesenreinigungstablette Kukident intensiv

	Verfärbung	nach Reinigung									
		1 d	2 d	3 d	4 d	5 d	6 d	7 d	8 d	9 d	10 d
		ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD - TPu	3,38	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
		ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4	ΔE_4
		ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5	ΔE_5
VI - DXS	8,22	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
BG - FO	7,37	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
CE - DXS	2,41	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
CR - C	1,71	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3

DD – DXS	7,10	3,81	1,07	1,62	0,93	1,17	0,37	0,28	0,36	2,64	2,70
		= ΔE_1	4,21	5,03	5,02	5,68	5,83	6,10	5,89	6,60	6,04
		3,46	2,91	2,62	2,16	2,25	1,90	1,79	1,68	3,40	2,34
DO - DXS	5,21	2,69	0,49	0,78	1,01	0,61	1,02	0,92	0,82	0,20	0,36
		= ΔE_1	3,11	3,89	4,41	4,84	5,60	6,39	6,94	6,77	6,63
		2,71	2,33	1,77	0,93	0,99	0,66	1,42	2,08	1,89	1,68

Tab. 144: ΔE -Werte nach Lagerung in Methylenblau und nach Reinigung mittels Prothesen-reinigungstablette Kukident intensiv

		nach Reinigung										
		Verfärbung	1 d	2 d	3 d	4 d	5 d	6 d	7 d	8 d	9 d	10 d
		ΔE ₄	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁	ΔE ₁
			ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂	ΔE ₂
AD – TPu	32,77		ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	ΔE ₃	
			3,00	1,32	2,12	1,45	1,30	1,60	1,44	0,46	1,11	0,81
		= ΔE ₁	3,75	5,58	6,91	8,12	9,38	9,98	9,89	10,42	10,98	
VI - DXS	6,70		30,88	29,85	29,20	27,93	26,85	25,27	25,57	25,35	24,37	23,60
			3,45	0,32	0,71	1,08	1,20	0,51	0,83	1,04	0,22	0,55
		= ΔE ₁	3,20	3,64	4,56	3,78	4,22	4,76	3,98	4,15	4,59	
BG – FO	24,52		3,30	3,53	3,04	2,26	3,03	2,55	2,04	2,92	2,74	2,23
			9,39	1,70	4,91	1,40	0,82	4,66	5,24	1,16	0,28	0,41
		= ΔE ₁	10,98	15,12	16,38	16,87	15,88	18,48	19,45	19,49	19,62	
CE – DXS	23,67		15,69	14,10	9,54	8,29	7,92	9,37	6,32	5,69	5,54	5,62
			1,54	0,71	1,53	0,68	1,57	6,79	5,15	0,45	0,22	1,30
		= ΔE ₁	2,04	3,28	3,59	4,77	11,23	6,76	7,02	6,95	7,98	
CR – C	10,81		22,48	21,89	20,46	20,11	19,16	15,35	17,39	17,07	17,19	16,05
			6,13	0,96	2,36	1,40	2,38	0,64	0,58	1,00	0,55	0,30
		= ΔE ₁	5,95	8,18	7,38	9,53	10,16	9,70	9,04	9,49	9,59	
DD – DXS	8,11		4,82	5,08	2,80	3,76	1,50	1,17	1,39	2,30	1,86	1,64
			3,28	1,14	1,76	1,58	4,31	4,11	0,24	0,32	0,51	0,14
		= ΔE ₁	4,41	3,30	4,74	8,26	5,41	5,32	5,12	4,82	4,94	
DO - DXS	6,45		4,96	3,96	4,99	3,46	3,14	3,00	3,16	3,41	3,75	3,66
			4,92	0,73	0,62	1,31	6,24	5,89	0,32	0,32	1,00	0,42
		= ΔE ₁	4,83	4,75	5,98	4,68	6,01	6,25	6,01	5,44	5,75	
			2,72	2,60	2,89	2,17	6,91	2,44	2,27	2,34	2,95	2,70

Tab. 145: ΔE -Werte nach Lagerung in Rotwein und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)

		nach Reinigung			
		Verfärbung	2 min	4 min	6 min
		ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
			ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD – TPu	5,99		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
			3,48	0,68	1,00
			= ΔE_1	3,68	4,44
VI - DXS	7,24		2,80	2,98	2,00
			5,41	0,59	0,45
			= ΔE_1	5,77	6,05
BG – FO	5,54		2,39	2,52	2,54
			5,65	0,82	1,50
			= ΔE_1	6,07	5,21
CE – DXS	5,43		2,27	2,83	2,94
			4,63	0,62	1,44
			= ΔE_1	4,79	4,83
CR – C	4,11		1,36	1,14	2,19
			4,25	0,57	0,36
			= ΔE_1	4,74	4,62
DD – DXS	7,53		1,34	1,48	1,45
			4,85	0,50	0,42
			= ΔE_1	5,02	5,32
DO - DXS	8,61		3,17	3,30	3,38
			8,33	1,06	1,54
			= ΔE_1	8,45	8,54
			1,34	0,42	1,81

Tab. 146: ΔE -Werte nach Lagerung in Schwarztee und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)

		nach Reinigung			
		Verfärbung	2 min	4 min	6 min
		ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
			ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
AD – TPu	3,19		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
			0,92	0,78	2,13
			= ΔE_1	0,75	2,28
VI - DXS	5,42		3,68	2,95	5,01
			1,02	0,95	0,42
			= ΔE_1	1,80	1,84
BG – FO	3,08		4,84	5,22	4,91
			3,90	0,99	1,44
			= ΔE_1	4,40	3,51
CE – DXS	3,66		1,39	2,14	0,95
			2,56	0,51	0,91
			= ΔE_1	2,99	3,47
CR – C	1,51		1,21	0,97	1,39
			1,42	1,12	1,68
			= ΔE_1	1,96	1,69
DD – DXS	4,57		2,56	2,72	1,59
			1,69	0,41	0,80
			= ΔE_1	2,09	2,48
DO - DXS	2,65		3,00	2,72	2,92
			2,36	0,73	0,92
			= ΔE_1	3,09	3,58
			0,73	0,94	1,80

Tab. 147: ΔE -Werte nach Lagerung in Rotwein und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)

	nach Reinigung			
	Verfärbung	2 min	4 min	6 min
	ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
AD – TPu	5,99	2,90 = ΔE_1 3,13	0,73 3,54 2,53	0,41 3,91 2,13
VI – DXS	7,24	6,49 = ΔE_1 1,10	0,73 6,36 1,14	0,50 6,38 1,02
BG – FO	5,54	4,97 = ΔE_1 2,29	1,00 5,16 3,17	1,14 5,43 2,29
CE – DXS	5,43	5,34 = ΔE_1 1,78	0,59 5,09 1,29	0,71 4,97 1,88
CR – C	4,11	4,89 = ΔE_1 1,32	0,64 5,28 1,90	0,71 5,51 2,41
DD – DXS	7,53	5,25 = ΔE_1 2,69	0,32 5,49 2,38	0,36 5,60 2,12
DO – DXS	8,61	9,28 = ΔE_1 1,38	0,71 9,72 1,52	0,67 10,00 1,73

Tab. 148: ΔE -Werte nach Lagerung in Schwarztee und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)

	nach Reinigung			
	Verfärbung	2 min	4 min	6 min
	ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
AD – TPu	3,19	1,64 = ΔE_1 1,61	0,32 1,49 1,70	1,58 0,91 3,12
VI – DXS	5,42	2,06 = ΔE_1 3,75	0,37 2,32 3,39	0,22 2,35 3,50
BG – FO	3,08	3,61 = ΔE_1 1,10	0,32 3,83 1,27	0,32 3,98 1,37
CE – DXS	3,66	3,66 = ΔE_1 1,39	6,39 4,48 5,92	5,98 3,95 1,87
CR – C	1,51	1,96 = ΔE_1 1,77	0,32 2,18 1,77	0,81 2,10 2,20
DD – DXS	4,57	2,67 = ΔE_1 4,03	0,37 3,00 4,03	0,60 3,28 4,58
DO – DXS	2,65	1,98 = ΔE_1 0,93	0,95 2,76 1,04	0,59 2,55 0,58

Tab. 149: ΔE -Werte nach Lagerung in Methylblau und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)

	nach Reinigung			
	Verfärbung	2 min	4 min	6 min
	ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
AD – TPu	41,69	3,06 = ΔE_1 43,09	1,94 1,66 41,78	1,61 1,77 40,50
VI – DXS	5,04	1,50 = ΔE_1 3,71	0,64 0,93 4,34	1,21 2,07 3,37
BG – FO	23,45	11,96 = ΔE_1 11,54	0,73 12,48 11,04	0,58 12,86 10,71
CE – DXS	21,05	1,10 = ΔE_1 21,51	0,99 1,18 20,52	1,27 2,03 19,25
CR – C	8,29	2,56 = ΔE_1 5,97	2,03 4,57 4,13	1,69 6,24 2,73
DD – DXS	9,30	2,25 = ΔE_1 7,19	0,71 2,73 6,59	1,39 4,08 5,37
DO – DXS	6,82	2,16 = ΔE_1 4,77	0,71 2,61 4,64	0,51 2,86 4,32

Tab. 150: ΔE -Werte nach Lagerung in Methylblau und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)

	nach Reinigung			
	Verfärbung	2 min	4 min	6 min
	ΔE_4	ΔE_1	ΔE_1	ΔE_1
		ΔE_2	ΔE_2	ΔE_2
		ΔE_3	ΔE_3	ΔE_3
AD – TPu	41,69	4,71 = ΔE_1 37,50	0,97 3,87 38,15	3,03 6,67 35,14
VI – DXS	5,04	1,14 = ΔE_1 4,18	1,00 0,30 4,76	1,81 2,03 3,20
BG – FO	23,45	19,27 = ΔE_1 7,83	2,60 21,49 6,01	14,96 8,20 18,44
CE – DXS	21,05	9,96 = ΔE_1 29,74	1,06 8,99 28,79	18,67 11,10 10,16
CR – C	8,29	6,15 = ΔE_1 2,68	2,49 8,32 1,98	0,17 8,26 1,86
DD – DXS	9,30	4,94 = ΔE_1 4,48	1,45 6,24 3,09	0,83 5,74 3,67
DO – DXS	6,82	2,91 = ΔE_1 4,94	2,35 4,13 3,72	0,81 4,81 3,26

Tab. 151: Auswertung Reinigung mit Ultraschallreiniger VOCO UL 10

Ultraschallreiniger VOCO UL 10			
	ROTWEIN	SCHWARZTEE	METHYLENBLAU
Verfärbung nach 4 Wochen Farblösung; $\Delta E > 3,3 =$ ja Rangfolge VK $\Delta E \uparrow$	nein: CR ja: VI > AD > CE > DD > DO > BG	ja = alle VK verfärbt CE > AD > DO > CR > BG > DD > VI	ja = alle VK verfärbt VI > DO > CR > DD > BG > CE > AD
nach 3 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	BG > DO > CE DD > VI > AD > CR	VI > DO > CR CE > BG > DD > AD	BG > CR > CE > DO > DD > VI AD
nach 6 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	DO VI > BG > CR > CE > DD > AD	/ CR > VI > BG > CE > DD > AD = DO	CE BG > CR > DD > DO > VI > AD
nach 9 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	DO CR > BG > DD > VI > CE > AD	/ AD > CE > BG > DD > DO > VI > CR	/ BG > VI > CR > DO > DD > CE > AD
nach 12 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ BG > DD > VI = DO > AD > CR > CE	/ AD > DD > DO > CE > VI > BG > CR	DD BG > CE > AD > VI > CR > DO
nach 15 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ AD > BG > DD > DO > VI > CR > CE	/ AD > BG > DD > DO > VI > CE > CR	/ BG > AD > DO > CE > DD > CR > VI
nach 18 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ CR > CE > DD > BG > AD > DO > VI	/ BG > CE > AD > VI > DD > CR > DO	/ CR > AD > DO > VI > DD > BG > CE
Restverfärbung: nicht sichtbare Restverfärbung ↑, $\Delta E < 3,3$ sichtbare Restverfärbung ↑, $\Delta E > 3,3$	CE < VI < CR < DO DD < BG < AD	DO < BG < CR < AD < CE DD < VI	/ VI < DO < CR < DD < BG < CE < AD

Tab. 152: Auswertung Reinigung mit Prothesenreinigungstablette KUKIDENT INTENSIV

Prothesenreinigungstablette KUKIDENT INTENSIV			
	ROTWEIN	SCHWARZTEE	METHYLENBLAU
Verfärbung nach 4 Wochen Farblösung; $\Delta E > 3,3 =$ ja Rangfolge VK $\Delta E \uparrow$	ja = alle VK verfärbt AD < VI < CE < DO < BG < CR < DD	nein: CR < CE ja: AD < DO < DD < BG < VI	ja = alle VK verfärbt DO < VI < DD < CR < CE < BG < AD
nach 1 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	CR > DO > DD > CE > BG VI > AD	DD VI > DO > CR > BG > AD > CE	BG > CR > DO > VI DD > AD > CE
nach 2 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ DO > CR > DD > CE > BG > AD > VI	/ VI > DD > CR > BG > CE > DO > AD	/ BG > DD > AD > CR > DO > CE > VI
nach 3 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ DO > BG > CE > AD > DO > VI > CR	/ CE > DO > CR > VI > BG > DO > AD	BG CR > AD > DD > CE > VI > DO
nach 4 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ CR > BG > DD > DO > CE > VI > AD	/ CR > CE > AD > DO > DD > BG > VI	/ DD > AD > BG > CR > DO > VI > CE
nach 5 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ DO > AD > BG > VI = CE = CR > DD	/ CR > CE > DD > BG > DO > AD > VI	DO > DD CR > CE > AD > VI > BG
nach 6 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ VI > DD > DO > CE > CR > AD > BG	CE > BG CR > DO > VI > AD > DD	CE > DO > BG > DD AD > CR > VI
nach 7 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ DD > CR > CE > BG > DO > VI > AD	CE > BG CR > DO > AD > DD > VI	BG > CE AD > VI > CR > DO > DD
nach 8 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ DO > AD > VI > BG > CE > DD > CR	/ VI > CE > BG > AD > CR > DO > DD	/ BG > VI > CR > AD > CE > DO = DD
nach 9 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ DO > VI > CR > DD > BG = CE > AD	/ DD > VI > CE > BG > CR > AD > DO	/ AD > DO > CR > DD > BG > CE > AD
nach 10 d Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg ↓ nicht sichtbarer Reinigungserfolg ↓	/ VI > CE > AD > DO > BG > CR > DD	/ DD > CE > AD > CR > VI > DO > BG	/ CE > AD > VI > DO > BG > CR > DD
Restverfärbung: nicht sichtbare Restverfärbung ↑, $\Delta E < 3,3$ sichtbare Restverfärbung ↑, $\Delta E > 3,3$	VI < CR < DO < BG < DD CE < AD	VI < AD < DO < CR < DD < CE < BG /	CR < VI < DO DD < BG < CE < AD

Tab. 153: t-Test Reinigungserfolg beider Zahnpasten im Vergleich

blend-a-med kariosan / Colgate Sensation White	
Rotwein	-
Schwarztee	-
Methylenblau	-

Tab. 154: Auswertung Reinigung mit harter Zahnbürste und zwei verschiedenen Zahnpasten

	Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)	Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)
ROTWEIN		
Verfärbung nach 4 Wochen Farblösung; $\Delta E > 3,3 =$ ja Rangfolge VK $\Delta E \uparrow$	ja = alle VK verfärbt CR < CE < BG < AD < VI < DD < DO	ja = alle VK verfärbt CR < CE < BG < AD < VI < DD < DO
nach 2 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	DO > BG > VI > DD > CE > CR > AD /	DO > VI > CE > DD > BG > CR AD
nach 4 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	/ DO > BG > AD > CE > VI > CR > DD	/ BG > AD > VI > DO > CR > CE > DD
nach 6 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	/ DO > BG > CE > AD > VI > DD > CR	/ BG > CE > CR > DO > VI > AD > DD
Restverfärbung: nicht sichtbare Restverfärbung \uparrow , $\Delta E < 3,3$ sichtbare Restverfärbung \uparrow , $\Delta E > 3,3$	CR < DO < AD < CE < VI < BG DD	VI < DO < CE < DD < AD < BG < CR /
SCHWARZTEE		
Verfärbung nach 4 Wochen Farblösung; $\Delta E > 3,3 =$ ja Rangfolge VK $\Delta E \uparrow$	nein: CR < DO < BG < AD ja: CE < DD < VI	nein: CR < DO < BG < AD ja: CE < DD < VI
nach 2 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	BG CE > DO > DD > CR > VI > AD	CE > BG DD > VI > DO > CR > AD
nach 4 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	/ CR > BG > VI > AD > DO > CE > DD	CE DO > VI > DD > BG > AD > CR
nach 6 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	/ AD > CR > BG > DO > CE > DD > VI	CE AD > DD > CR > DO > BG > VI
Restverfärbung: nicht sichtbare Restverfärbung \uparrow , $\Delta E < 3,3$ sichtbare Restverfärbung \uparrow , $\Delta E > 3,3$	BG < CE < CR < DO < DD VI < AD	DO < BG < CE < CR < AD VI < DD
METHYLENBLAU		
Verfärbung nach 4 Wochen Farblösung; $\Delta E > 3,3 =$ ja Rangfolge VK $\Delta E \uparrow$	ja = alle VK verfärbt VI < DO < CR < DD < CE < BG < AD	ja = alle VK verfärbt VI < DO < CR < DD < CE < BG < AD
nach 2 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	BG AD > CR > DD > DO > VI > CE	BG > CE > CR > DD > AD DO > VI
nach 4 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	/ CR > AD > CE > BG > DD > DO > VI	/ BG > CR > DO > DD > CE > VI > AD
nach 6 min Reinigung: sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow nicht sichtbarer Reinigungserfolg \downarrow	/ CR > AD > DD > CE > VI > BG > DO	CE > BG AD > VI > DD > DO > CR
Restverfärbung: nicht sichtbare Restverfärbung \uparrow , $\Delta E < 3,3$ sichtbare Restverfärbung \uparrow , $\Delta E > 3,3$	CR VI < DO < DD < BG < CE < AD	CR < VI < DO DD < CE < BG < AD

Tab. 155: Einflussreichste Koordinaten (*kursiv*) bei Verfärbung und Reinigung sowie Mittelwerte für Verfärbung und Reinigung

Färbelösung	Reinigungsmodul	Verfärbung – einflussreichste Koordinate			mittlere Verfärbung	Reinigungseffekt – einflussreichste Koordinate			mittlere Reinigung
		L	a	b		L	a	b	
Rotwein	Ultraschall	-6,7	4,3	-0,4	8,9	5,3	-2,9	-2,1	6,6
	ZB + ZP gering abr.	-5,1	2,8	0,1	6,4	4,7	-2,6	-0,9	5,6
	ZB + ZP abr.	-5,1	2,8	0,1	6,4	5,1	-2,5	0,0	6,0
	Kukident	-6,0	3,2	0,8	7,2	5,3	-2,9	-2,1	6,6
Schwarztee	Ultraschall	-2,9	1,4	2,0	4,8	3,5	-1,6	-0,7	4,3
	ZB + ZP gering abr.	-2,7	0,9	0,3	3,4	1,5	-0,8	-1,9	2,7
	ZB + ZP abr.	-2,7	0,9	0,3	3,4	1,9	-0,6	-1,6	2,7
	Kukident	-4,0	1,6	2,0	5,1	3,4	-1,1	-2,6	4,6
Methylenblau	Ultraschall	-9,5	-9,1	-14,7	20,0	4,0	2,4	5,4	7,4
	ZB + ZP gering abr.	-7,4	-7,5	-12,3	16,5	2,2	1,7	3,2	4,6
	ZB + ZP abr.	-7,4	-7,5	-12,3	16,5	3,2	2,3	4,4	6,7
	Kukident	-7,3	-8,3	-11,6	16,2	4,3	5,9	5,1	9,1

Tab. 156: R_a [μm] nach Lagerung in Rotwein und nach 18 min Reinigung mittels Ultraschallreiniger VOCO UL 10

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,10	0,03	27,9	0,07	0,16
VI – DXS	0,10	0,02	22,3	0,07	0,14
BG – FO	0,09	0,01	8,3	0,08	0,09 ¹
CE – DXS	0,04	0,02	39,1	0,03	0,08
CR – C	0,04	0,01	28,7	0,02	0,06
DD – DXS	0,05	0,02	38,6	0,03	0,09
DO – DXS	0,06	0,02	38,8	0,03	0,09

Tab. 157: R_a [μm] nach Lagerung in Schwarztee und nach 18 min Reinigung mittels Ultraschallreiniger VOCO UL 10

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,11	0,03	29,3	0,08	0,20
VI – DXS	0,07	0,04	52,2	0,03	0,13
BG – FO	0,07	0,02	27,8	0,04	0,09
CE – DXS	0,04	0,01	14,3	0,03	0,04
CR – C	0,02	0,01	41,7	0,01	0,04
DD – DXS	0,06	0,03	44,9	0,04	0,13
DO – DXS	0,04	0,01	30,7	0,03	0,07

Tab. 158: R_a [μm] nach Lagerung in Methylenblau und nach 18 min Reinigung mittels Ultraschallreiniger VOCO UL 10

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,10	0,01	7,3	0,09	0,11
VI – DXS	0,08	0,04	42,5	0,04	0,16
BG – FO	0,06	0,01	24,9	0,04	0,09
CE – DXS	0,06	0,01	24,6	0,04	0,09
CR – C	0,06	0,03	45,5	0,03	0,10
DD – DXS	0,07	0,03	43,5	0,03	0,13
DO – DXS	0,05	0,02	33,5	0,03	0,08

Tab. 159: R_a [μm] nach Lagerung in Rotwein und nach Reinigung mittels Prothesenreinigungstablette Kukident intensiv

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,10	0,01	11,3	0,08	0,12
VI – DXS	0,71	0,72	100,6	0,11	2,38
BG – FO	0,42	0,23	53,3	0,17	0,78
CE – DXS	0,06	0,01	22,2	0,03	0,07
CR – C	0,05	0,01	27,5	0,03	0,07
DD – DXS	0,05	0,01	23,7	0,03	0,07
DO – DXS	0,04	0,01	26,8	0,03	0,06

Tab. 160: R_a [μm] nach Lagerung in Schwarztee und nach Reinigung mittels Prothesenreinigungstablette Kukident intensiv

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,11	0,01	11,0	0,10	0,13
VI – DXS	1,09	0,80	73,4	0,28	2,87
BG – FO	1,01	0,68	67,8	0,12	2,38
CE – DXS	0,04	0,01	32,6	0,02	0,06
CR – C	0,04	0,01	39,9	0,03	0,06
DD – DXS	0,05	0,02	33,5	0,03	0,08
DO – DXS	0,05	0,02	36,2	0,02	0,08

Tab. 161: R_a [μm] nach Lagerung in Methylenblau nach Reinigung mittels Prothesenreinigungstablette Kukident intensiv

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,08	0,01	17,1	0,06	0,11
VI – DXS	1,66	0,64	38,9	0,72	2,67
BG – FO	0,59	0,39	67,1	0,11	1,16
CE – DXS	0,04	0,01	30,9	0,02	0,05
CR – C	0,06	0,02	29,4	0,04	0,09
DD – DXS	0,48	0,50	104,2	0,04	1,58
DO – DXS	0,03	0,01	28,2	0,02	0,05

Tab. 162: R_a [μm] nach Lagerung in Rotwein und nach 6 min Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,23	0,06	24,8	0,16	0,36
VI – DXS	0,08	0,02	21,2	0,06	0,11
BG – FO	0,12	0,03	24,2	0,09	0,17
CE – DXS	0,09	0,02	23,4	0,06	0,13
CR – C	0,11	0,03	26,9	0,07	0,18
DD – DXS	0,09	0,04	43,1	0,03	0,17
DO – DXS	0,16	0,06	34,3	0,07	0,23

Tab. 163: R_a [μm] nach Lagerung in Schwarztee und nach 6 min Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,14	0,04	31,8	0,09	0,20
VI – DXS	0,15	0,04	26,9	0,09	0,22
BG – FO	0,12	0,04	28,5	0,08	0,18
CE – DXS	0,09	0,04	44,4	0,06	0,16
CR – C	0,13	0,02	15,0	0,10	0,17
DD – DXS	0,12	0,03	27,3	0,05	0,16
DO – DXS	0,14	0,06	41,2	0,08	0,27

Tab. 164: R_a [μm] nach Lagerung in Methylenblau und nach 6 min Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,18	0,04	19,8	0,15	0,24
VI – DXS	0,14	0,04	24,3	0,07	0,19
BG – FO	0,19	0,05	29,0	0,10	0,25
CE – DXS	0,12	0,04	33,2	0,06	0,18
CR – C	0,14	0,02	15,0	0,11	0,18
DD – DXS	0,12	0,03	20,9	0,07	0,16
DO – DXS	0,37	0,06	15,1	0,25	0,44

Tab. 165: R_a [μm] nach Lagerung in Rotwein und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,30	0,08	25,1	0,21	0,45
VI – DXS	0,06	0,01	23,8	0,05	0,09
BG – FO	0,63	0,19	29,5	0,31	0,93
CE – DXS	0,08	0,02	22,9	0,05	0,10
CR – C	0,13	0,04	28,0	0,07	0,18
DD – DXS	0,13	0,03	24,5	0,10	0,19
DO – DXS	0,15	0,04	24,4	0,11	0,21

Tab. 166: R_a [μm] nach Lagerung in Schwarztee und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,14	0,03	19,0	0,11	0,20
VI – DXS	0,09	0,02	20,2	0,07	0,14
BG – FO	0,28	0,09	32,4	0,15	0,45
CE – DXS	0,10	0,02	16,6	0,08	0,13
CR – C	0,11	0,03	23,8	0,08	0,16
DD – DXS	0,11	0,02	23,2	0,09	0,17
DO – DXS	0,28	0,05	16,9	0,19	0,33

Tab. 167: R_a [μm] nach Lagerung in Methylenblau und nach Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahnpasta (abrasiv)

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,20	0,02	10,7	0,17	0,23
VI – DXS	0,28	0,07	25,5	0,17	0,38
BG – FO	0,31	0,08	24,4	0,22	0,45
CE – DXS	0,17	0,09	50,1	0,08	0,28
CR – C	0,10	0,03	25,2	0,07	0,15
DD – DXS	0,13	0,03	22,7	0,10	0,18
DO – DXS	0,21	0,04	18,7	0,16	0,28

Tab. 168: R_a [μm] nach 4-wöchiger Lagerung in Rotwein und 6-minütiger Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv) und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,15	0,02	11,8	0,13	0,17
VI – DXS	0,07	0,01	16,1	0,05	0,08
BG – FO	0,06	0,01	20,4	0,04	0,07
CE – DXS	0,08	0,01	10,6	0,07	0,09
CR – C	0,05	0,01	22,8	0,04	0,06
DD – DXS	0,08	0,02	27,4	0,06	0,11
DO – DXS	0,15	0,04	26,3	0,11	0,21

Tab. 169: R_a [μm] nach 4-wöchiger Lagerung in Schwarztee und 6-minütiger Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv) und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,14	0,02	11,3	0,12	0,16
VI – DXS	0,08	0,02	18,1	0,07	0,11
BG – FO	0,04	0,01	22,0	0,03	0,05
CE – DXS	0,09	0,02	24,1	0,06	0,11
CR – C	0,03	0,01	16,1	0,03	0,04
DD – DXS	0,05	0,01	16,6	0,04	0,06
DO – DXS	0,09	0,01	16,9	0,07	0,11

Tab. 170: R_a [μm] nach 4-wöchiger Lagerung in Methylenblau und 6-minütiger Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und blend-a-med kariosan-Zahnpasta (gering abrasiv) und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,07	0,01	18,1	0,05	0,08
VI – DXS	0,06	0,01	11,8	0,05	0,07
BG – FO	0,06	0,01	13,5	0,05	0,07
CE – DXS	0,06	0,01	20,4	0,04	0,07
CR – C	0,04	0,01	28,8	0,03	0,05
DD – DXS	0,07	0,02	26,7	0,05	0,10
DO – DXS	0,09	0,03	28,3	0,06	0,12

Tab. 171: R_a [μm] nach 4-wöchiger Lagerung in Rotwein und 6-minütiger Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahn-pasta (abrasiv) und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,14	0,02	11,2	0,11	0,15
VI – DXS	0,06	0,01	21,0	0,05	0,08
BG – FO	0,12	0,04	30,0	0,07	0,17
CE – DXS	0,08	0,02	21,1	0,06	0,10
CR – C	0,06	0,01	9,8	0,05	0,06
DD – DXS	0,12	0,05	41,7	0,07	0,18
DO – DXS	0,14	0,06	42,4	0,08	0,21

Tab. 172: R_a [μm] nach 4-wöchiger Lagerung in Schwarztee und 6-minütiger Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahn-pasta (abrasiv) und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,15	0,03	18,8	0,12	0,19
VI – DXS	0,10	0,04	39,4	0,07	0,16
BG – FO	0,17	0,04	23,9	0,13	0,23
CE – DXS	0,09	0,02	17,6	0,07	0,11
CR – C	0,06	0,01	17,8	0,05	0,08
DD – DXS	0,09	0,01	16,1	0,07	0,11
DO – DXS	0,12	0,03	29,0	0,08	0,15

Tab. 173: R_a [μm] nach 4-wöchiger Lagerung in Methylenblau und 6-minütiger Reinigung mittels Medic Plus 3-Zahnbürste (hart) und Colgate Sensation White-Zahn-pasta (abrasiv) und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

n = 10	\bar{x}	s	s [%]	min	max
AD – TPu	0,10	0,02	21,6	0,07	0,12
VI – DXS	0,13	0,03	21,0	0,11	0,17
BG – FO	0,05	0,02	33,0	0,03	0,06
CE – DXS	0,14	0,06	42,4	0,08	0,24
CR – C	0,06	0,01	14,0	0,05	0,07
DD – DXS	0,10	0,03	33,0	0,07	0,15
DO – DXS	0,06	0,01	12,2	0,05	0,07

Tab. 174: t-Test R_a nach 4-wöchiger Lagerung in Farblösung und 6-minütiger Reinigung mittels harter Zahnbürste und gering abrasiver Zahnpasta und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

nach Reinigung mittels ZB + ZP gering abrasiv / Oberflächenpolitur mittels Baumwollbürstchen und Polierpaste							
	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
Methylenblau	+	+	+	+	+	+	+
Rotwein	-	-	+	-	+	-	-
Schwarztee	-	+	+	-	+	+	-

Tab. 175: t-Test R_a nach 4-wöchiger Lagerung in Farblösung und 6-minütiger Reinigung mittels harter Zahnbürste und abrasiver Zahnpasta und anschließender Oberflächenpolitur mittels radförmigem Baumwollbürste und Polierpaste HP-Paste (Heraeus Kulzer) bei 5.000 U/min

nach Reinigung mittels ZB + ZP abrasiv / Oberflächenpolitur mittels Baumwollbürstchen und Polierpaste							
	AD - TPu	VI - DXS	BG - FO	CE - DXS	CR - C	DD - DXS	DO - DXS
Methylenblau	+	+	+	-	+	-	+
Rotwein	+	-	+	-	+	-	-
Schwarztee	-	-	-	-	+	-	+

Tab. 176: Auswertung Reinigung und Oberflächenveränderung

	Ultra-schall-reiniger VOCO UL 10	Prothesen-reinigungs-tablette KUKIDENT INTENSIV	Medic Plus 3-ZB (hart) und blend-a-med kariosan-ZP (gering abrasiv)	Medic Plus 3-ZB (hart) und blend-a-med kariosan-ZP (gering abrasiv) und Politur	Medic Plus 3-ZB (hart) und Colgate Sensa- tion White-ZP (abrasiv)	Medic Plus 3-ZB (hart) und Colgate Sensa- tion White-ZP (abrasiv) und Politur
$R_a < 0,2 \mu\text{m}$ nach Polymerisation gegen Matize; Rangfolge VK $R_a \uparrow$	ja = alle VK DO, CR < CE < DD, VI < BG < AD					
ROTWEIN						
nach letzter Reinigung; $R_a < 0,2 \mu\text{m}$; Rangfolge VK \uparrow	ja = alle VK CE = CR < DD < DO < BG < A D = VI	ja: DO < CR, D D < CE < AD nein: BG < VI	ja: VI < CE, DD < CR < BG < DO nein: AD	ja = alle VK CR < BG < VI < CE, DD < AD, DO	ja: VI < CE < CR, DD < DO nein: AD < BG	ja = alle VK VI, CR < CE < BG, DD < AD, DO
hoch signifikante Oberflächenveränderung (Pfeilrichtung) nach Polymerisation gegen Matize; $R_a > 0,2 \mu\text{m}$						
AD	nein	nein	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow
VI	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow	nein	nein	nein
BG	nein	ja \uparrow	ja \uparrow	nein	ja \uparrow	ja \uparrow
CE	nein	nein	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow
CR	nein	nein	ja \uparrow	nein	ja \uparrow	nein
DD	nein	nein	nein	nein	ja \uparrow	ja \uparrow
DO	nein	nein	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow
SCHWARZTEE						
nach letzter Reinigung; $R_a < 0,2 \mu\text{m}$; Rangfolge VK \uparrow	ja = alle VK CR < CE, DO < DD < VI, BG < AD	ja: CE, CR < D D, DO < AD nein: BG < VI	ja = alle VK CE < BG, DD < CR < AD, DO < VI	ja = alle VK CR < BG < DD < VI < CE, DO < AD	ja: VI < CE < CR, DD < AD nein: BG, DO	ja = alle VK CR < CE, DD < VI < DO < AD < BG
hoch signifikante Oberflächenveränderung (Pfeilrichtung) nach Polymerisation gegen Matize; $R_a > 0,2 \mu\text{m}$						
AD	nein	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow	ja \uparrow

9.3 Weiterführende Untersuchungen

VI	nein	ja ↑	ja ↑	nein	ja ↑	nein
BG	nein	ja ↑	ja ↑	ja ↑	ja ↑	ja ↑
CE	ja ↓	nein	ja ↑	ja ↑	ja ↑	ja ↑
CR	nein	nein	ja ↑	nein	ja ↑	ja ↑
DD	nein	nein	ja ↑	nein	ja ↑	ja ↑
DO	nein	nein	ja ↑	ja ↑	ja ↑	ja ↑
METHYLENBLAU						
nach letzter Reinigung; $R_a < 0,2 \mu\text{m}$; Rangfolge VK ↑	ja = alle VK DO < BG, CE, CR < DD < VI < AD	ja: DO < CE < C R < AD < DD nein: BG < VI	ja: CE, DD < VI, CR < AD < BG nein: DO	ja = alle VK CR < VI, BG, CE < A D, DD < DO	ja: CR < DD < CE nein: AD < DO < VI < BG	ja = alle VK BG < CR, DO < AD, DD < VI < CE
hoch signifikante Oberflächenveränderung (Pfeilrichtung) nach Polymerisation gegen Matriz; $R_a > 0,2 \mu\text{m}$						
AD	nein	nein	ja ↑	nein	ja ↑	nein
VI	nein	ja ↑	ja ↑	nein	ja ↑	ja ↑
BG	nein	ja ↑	ja ↑	nein	ja ↑	nein
CE	nein	ja ↑	ja ↑	nein	ja ↑	ja ↓
CR	nein	nein	ja ↑	nein	ja ↑	ja ↑
DD	nein	ja ↑	ja ↑	nein	ja ↑	ja ↑
DO	nein	nein	ja ↑	ja ↑	ja ↑	ja ↑

Tab. 177: Reinigungsempfehlungen bezüglich verschiedener Parameter

	Ultraschall-reiniger VOCO UL 10	Prothesen-reinigungs-tablette KUKIDENT INTENSIV	Medic Plus 3-ZB (hart) und blend-a-med kariosan-ZP (gering abrasiv)	Medic Plus 3-ZB (hart) und Colgate Sensation White-ZP (abrasiv)	Kommentar
Empfehlung bezüglich Oberflächenaufrauung (R_a t-Test mit Signifikanz $p=0,01$)	für alle VK anwendbar	abh. vom VK	keine Empfehlung	keine Empfehlung	Pat. dürfen VK nicht putzen
Empfehlung bezüglich Oberflächenaufrauung (R_a-Schwelle= $0,2 \mu\text{m}$)	für alle VK anwendbar	abh. vom VK	für alle anwendbar	Empfehlung nur für CE, DD, CR und VI; nicht aber für BG, AD und DO	Pat. dürfen VK mit blend-a-med kariosan ZP putzen
Zusammenfassung Empfehlung bezüglich Oberfläche ja/nein; ¹ = signifikante Oberflächenaufrauung, R_a-Wert jedoch $< 0,2 \mu\text{m}$					
AD	ja	ja	ja ¹	nein	Ultraschall für alle VK anwendbar; blend-a-med kariosan-ZP unter Vorbehalt für alle VK anwendbar
VI	ja	nein	ja ¹	ja ¹	
BG	ja	nein	ja ¹	nein	
CE	ja	ja	ja ¹	ja ¹	
CR	ja	ja	ja ¹	ja ¹	
DD	ja	ja	ja ¹	ja ¹	
DO	ja	ja	ja ¹	nein	
Empfehlung bezüglich Reinigungserfolg	abh. vom VK	abh. vom VK	abh. vom VK	für alle VK anwendbar, da erfolgreichste Entfärbung	kein Reinigungsmodul ist immer erfolgreich gewesen
definitive Empfehlung					
AD	ja, aber kein Erfolg	ja, aber kein Erfolg	ja, aber kein Erfolg	ja, aber Oberflächenaufrauung	Ultraschall und blend-a-med kariosan-ZP für alle VK anwendbar; Kukident intensiv bei CE, DD, DO und CR anwendbar; für AD keine reine Aussage möglich
VI	ja	nein	ja	nein	
BG	ja	nein	ja	nein	
CE	ja	ja	ja	ja	
CR	ja	ja	ja	ja	
DD	ja	ja	ja	ja	
DO	ja	ja	ja	nein	

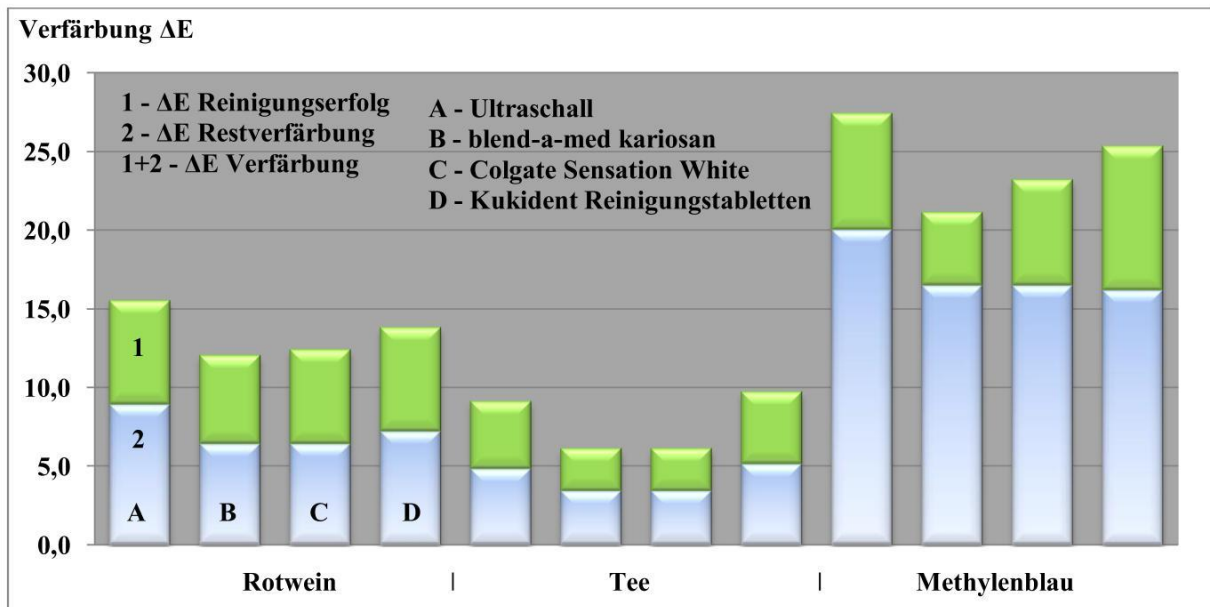


Abb. 60: Verfärbungs- und Restverfärbungsdifferenzen

Abb. 60 zeigt die Verfärbung durch die drei Medien sowie die Restverfärbung nach Reinigung mittels vier Regime. Die Proben für die Reinigung im *Ultraschallbad* werden durch Rotwein, Schwarztee und Methylenblau stets über die Schwelle hinweg verfärbt mit Ausnahme von Cristobal+-C durch Rotwein. Für Rotwein lässt sich folgende Reihenfolge mit aufsteigender Verfärbung feststellen: Cristobal+-C < 3,3 < Vita VM LC < SR Adoro-TPu < Ceramage < dialog < 10,0 < dialog Occlusal < belleGlass NG-FO = 19,24. Nach 18-minütiger Reinigung ändert diese sich wie folgt mit aufsteigender Restverfärbung: Ceramage < Vita VM LC < Cristobal+-C < dialog Occlusal < 3,3 < dialog < belleGlass NG-FO < SR Adoro-TPu = 4,77. Das höchste Reinigungsverhalten zeigen belleGlass NG und dialog Occlusal während Cristobal+-C in keinem Reinigungsschritt einen sichtbaren Reinigungserfolg verbuchen kann, da es zu wenig verfärbt wurde. Folgende Reihenfolge mit aufsteigender Verfärbung ergab sich bei Schwarztee: 3,3 < Ceramage < SR Adoro-TPu < dialog Occlusal < Cristobal+-C < belleGlass NG-FO < dialog < Vita VM LC < 10,0. Die Reinigungserfolge sind im ersten Bad am erfolgreichsten, das Potenzial nimmt in den weiteren Schritten allmählich ab. Nach insgesamt 18-minütiger Säuberung im Ultraschallreiniger ergibt sich folgende Reihe mit aufsteigender Restverfärbung: dialog Occlusal < belleGlass NG-FO < Cristobal+-C < SR Adoro-TPu < Ceramage < 3,3 < dialog < Vita VM LC = 6,51. dialog und Vita VM LC lassen sich also nicht hinreichend genug reinigen, beide zeigen die größte Verfärbungsneigung durch Schwarztee. Sie zeigen jedoch beide in den sechs Reinigungsintervallen konstante Reinigungserfolge, sodass beide Werkstoffe anscheinend eine noch längere Reinigungszeit benötigen. Die folgende Reihe wird für Methylenblau erfasst: 3,3 < Vita VM LC < dialog Occlusal < 10,0 < Cristobal+-C < dialog < belleGlass < Ceramage < SR Adoro-TPu = 35,64.

Im Ultraschallbad weist belleGlass NG-FO den höchsten Reinigungserfolg in jedem Arbeitsschritt auf, während SR Adoro-TPu zu keinem Zeitpunkt einen sichtbaren Reinigungserfolg zeigt. Nach 18-minütiger Säuberung kann die gleiche Reihe wie nach der Färbung erfasst werden: $3,3 < \text{Vita VM LC} < \text{dialog Occlusal} < \text{Cristobal+-C} < \text{dialog} < \text{belleGlass NG-FO} < 10,0 < \text{Ceramage} < \text{SR Adoro-TPu} = 33,79$. Ceramage und SR Adoro-TPu zeigen die größte Verfärbungsneigung durch Methylenblau, können aber auch nur ungenügend gereinigt werden und zeigen eine Restverfärbung von $\Delta E = 24,75$ bzw. $\Delta E = 33,79$.

Die Proben für Reinigung mittels Prothesenreinigungstablette „Kukident intensiv“ werden (mit Ausnahme von Cristobal+-C und Ceramage durch Lagerung in Schwarztee) über den Schwellenwert hinweg eingefärbt. Rotwein ordnet die Proben wie folgt: $3,3 < \text{SR Adoro-TPu} < \text{Vita VM LC} < \text{Ceramage} < \text{dialog Occlusal} < \text{belleGlass NG-FO} < \text{Cristobal+-C} < \text{dialog} = 10,0$. Bereits nach einem Tag kann Kukident intensiv alle Proben bis auf SR Adoro-TPu und Vita VM LC soweit reinigen, dass der Reinigungserfolg im sichtbaren Bereich liegen. Für beide Mikrofüller liegt ΔE der ersten Reinigung unterhalb von 3,3, wobei beide Proben jedoch auch nach der Lagerung in Rotwein die geringste Verfärbung zeigen. SR Adoro-TPu zeigt an keinem Tag eine sichtbare Reinigung, während alle anderen Werkstoffe nur nach dem ersten Tag im Kukident-Bad einen Reinigungserfolg erkennen lässt. Danach bleibt der Reinigungserfolg stets unter der visuell erfassbaren Schwelle. Im Laufe der zehntägigen Versuchszeit nimmt das Reinigungspotenzial tendenziell ab. Der größte Erfolg wird daher während des ersten Tages erzielt. Sichtbare Restverfärbungen bleiben nur für Ceramage und SR Adoro-TPu zurück, wobei diese nur knapp über dem Schwellenwert liegen. Die Reihenfolge in aufsteigender Restverfärbung gestaltet sich wie folgt: $\text{Vita VM LC} < \text{SR Adoro-TPu} < \text{dialog Occlusal} < \text{Ceramage} < 3,3 < \text{dialog} < \text{belleGlass NG-FO} < \text{Cristobal+-C} = 3,43$. Durch Lagerung in Schwarztee ergibt sich folgende Aufeinanderreihung: $\text{Cristobal+-C} < \text{Ceramage} < 3,3 < \text{SR Adoro-TPu} < \text{dialog Occlusal} < \text{dialog} < \text{belleGlass NG-FO} < \text{Vita VM LC} = 8,22$. Durch zehnmalige Reinigung können alle Proben bis auf eine Restverfärbung gesäubert werden, die jeweils unterhalb der visuell erfassbaren Schwelle liegt. Diese Reihenfolge kann danach ermittelt werden: $\text{Vita VM LC} < \text{SR Adoro-TPu} < \text{dialog Occlusal} < \text{Cristobal+-C} < \text{dialog} < \text{Ceramage} < \text{belleGlass NG-FO} = 2,73$. Für vier Werkstoffe werden in keinem Intervall visuell erfassbare Reinigungen erfasst. Methylenblau färbt die Proben wie folgt: $3,3 < \text{dialog Occlusal} < \text{Vita VM LC} < \text{dialog} < 10,0 < \text{Cristobal+-C} < \text{Ceramage} < \text{belleGlass NG-FO} < \text{SR Adoro-TPu} = 32,77$. Für alle Proben können nach zehn Tagen Bad sichtbare Reinigungserfolge verbucht werden, auch wenn nur in wenigen Zwischenschritten ein visuell erkennbarer Reinigungseffekt feststellbar ist. Setzt man den Reinigungserfolg prozentual dem

Verfärbungsausmaß ins Verhältnis, dann wird Ceramage und SR Adoro-TPu zu 34 % gereinigt, gefolgt von dialog (61 %), Vita VM LC (69 %), belleGlass NG-FO (80 %) und Cristobal+-C sowie dialog Occlusal (beide 89 %). Für die drei Letztgenannten ist keine Restverfärbung visuell erfassbar. Folgende Reihe kann nach zehn Tagen mit aufsteigender Restverfärbung notiert werden: Cristobal+-C < Vita VM LC < dialog Occlusal < 3,3 < dialog < belleGlass NG-FO < 10,0 < Ceramage < SR Adoro-TPu = 23,60.

Nach Lagerung in Rotwein weisen die Proben für die Reinigung mit *Zahnbürste* eine sichtbare Verfärbung auf, die bis max. $\Delta E = 8,61$ (dialog) reicht. Der erste Reinigungsschritt kann die Proben max. um $\Delta E = 8,33$ (dialog Occlusal & blend-a-med kariosan) bzw. $\Delta E = 9,28$ (dialog Occlusal & Colgate Sensation White) reinigen. Jede weitere Reinigung bringt eine Entfärbung um max. $\Delta E = 1,54$ (dialog Occlusal & blend-a-med kariosan) bzw. $\Delta E = 1,14$ (belleGlass NG-FO & Colgate Sensation White), also keine sichtbare Farbänderung der Oberfläche. Im Signifikanz-Test zeigt sich kein hoch signifikanter Unterschied durch beide Zahnpasten im Bezug auf die Restverfärbung nach jeder der drei Reinigungsphasen. Die Reihenfolgen der Restverfärbungen variiert jedoch. Unter Benutzung der blend-a-med kariosan-Zahnpasta reihen sich die Werkstoff wie folgt hintereinander: Cristobal+-C < dialog Occlusal < SR Adoro-TPu < Ceramage < Vita VM LC < belleGlass NG-FO < 3,3 < DD = 3,38. Wird Colgate Sensation White benutzt, bleibt keine Verfärbung zurück: Vita VM LC < dialog Occlusal < Ceramage < dialog < SR Adoro-TPu < belleGlass NG-FO < Cristobal+-C = 2,41. Lagerung in Schwarztee erbringt folgende Verfärbungsreihe in aufsteigender Folge: Cristobal+-C < dialog Occlusal < belle-Glass NG-FO < SR Adoro-TPu < 3,3 < Ceramage < dialog < Vita VM LC = 5,42. Nach Reinigung mittels nicht-abrasiver Zahnpasta ändert diese sich wie folgt, in aufsteigender Restverfärbung: belleGlass NG-FO < Ceramage < Cristobal+-C < dialog Occlusal < dialog < 3,3 < Vita VM LC < SR Adoro-TPu = 5,0. Mit der abrasiven Zahnpasta kann folgende Reihe ermittelt werden: dialog Occlusal < belleGlass NG-FO < Ceramage < Cristobal+-C < SR Adoro-TPu < 3,3 < Vita VM LC < dialog = 4,58. Ein hoch signifikanter Unterschied in der Reinigungsleistung beider Pasten ist nicht erkennbar. In den ersten zwei Minuten Reinigung kann mittels blend-a-med kariosan nur belleGlass NG-FO im sichtbaren Bereich gereinigt werden, mittels Colgate Sensation White weiterhin noch Ceramage. In den beiden anschließenden Schritten erreicht blend-a-med keine weiteren Erfolge, Colgate Sensation White nur bei Ceramage. Eine sichtbare Reinigung nach allen drei Vorgängen sind nur für belleGlass NG-FO, Ceramage und dialog Occlusal (blend-a-med) bzw. belleGlass NG-FO und Ceramage verbuchbar. Methylenblau färbt alle Proben über den visuell erfassbaren Schwellenwert hinaus: 3,3 < Vita VM LC < dialog Occlusal < Cristobal+-C <

dialog < 10,0 < Ceramage < belleGlass NG-FO < SR Adoro = 41,69. Mittels blend-a-med kariosan kann nur belleGlass NG-FO im ersten Schritt soweit gereinigt werden, dass der Reinigungserfolg visuell erfassbar ist. Colgate Sensation White kann je zweimal belleGlass NG und Ceramage sowie je einmal Cristobal+-C und dialog über die sichtbare Schwelle hinaus reinigen. Für die drei am stärksten verfärbten Werkstoffe SR Adoro, belleGlass NG-FO und Ceramage ($\Delta E > 20,0$) bleibt die Restverfärbung deutlich im sichtbaren Bereich ($\Delta E > 10,0$) – unabhängig davon, welche Zahnpasta verwendet wird. Der Gesamtreinigungserfolg liegt hierbei bei max. $\Delta E = 11,10$. Folgende Reihen können nach dem Reinigungsprozess notiert werden: Cristobal+-C < 3,3 < Vita VM LC < dialog Occlusal < dialog < 10,0 < belle-Glass NG-FO < Ceramage < SR Adoro-TPu für blend-a-med kariosan und Cristobal+-C < Vita VM LC < dialog Occlusal < 3,3 < dialog < 10,0 < Ceramage < belleGlass NG-FO < SR Adoro-TPu für Colgate Sensation White.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die Reaktion auf Medien mit verfärbender Potenz sehr stark produktabhängig ist. Jedes getestete Färbemedium beeinflusst hauptsächlich eine Achse des dreidimensionalen Farbraumes. Die Werkstoffreihenfolge der Verfärbung ist rein färbemedienabhängig. Rotwein verfärbt die Oberfläche der Proben am meisten auf der L-Achse (Helligkeit) in Richtung $-L$, er verdunkelt sie. Das Verfärbungsintervall für ΔE erstreckt sich von 6 bis 9. Durch alle Reinigungsarten werden die Probenoberflächen am meisten auf der L-Achse beeinflusst, sodass diese eine deutliche Aufhellung erfahren. Stets wird > 75 % des Ursprungwertes erreicht (prozentualer Anteil der Restverfärbung zur Verfärbung). Aufsteigende Erfolge werden durch Ultraschall < blend-a-med kariosan < Kukident < Colgate Sensation White erreicht. Schwarztee beeinflusst ebenfalls am meisten die L-Achse in Richtung Verdunklung. Das Intervall umfasst $3 < \Delta E < 6$. Die Reinigung zeigt den größten Einfluss auf der L-Achse. Das Intervall für die Restverfärbung liegt bei $2 < \Delta E < 5$. Der Ursprungswert für die Oberflächenfarbe wird stets zu > 75 % erreicht. Die Rangfolge mit aufsteigendem Erfolg zeigt sich wie folgt: blend-a-med kariosan = Colgate Sensation White < Ultraschall < Kukident. Methylenblau verändert die Oberflächenfarbe weitgehend auf der b-Achse in Richtung blau. Das Intervall für die Farbdifferenzen nach Verfärbung ist für alle drei Medien das mit dem größten Nennwert: $16 < \Delta E < 20$. Durch Reinigung aller Module wird die Oberfläche wieder gelber (+b). Für die Restverfärbung kann das Intervall $4 < \Delta E < 10$ angegeben werden. Folgende Reihe mit aufsteigendem Erfolg in der Reinigung lässt sich dokumentieren: blend-a-med kariosan < Ultraschall < Colgate Sensation White < Kukident. Da nur 25 bis knapp 60 % des Ursprungfarbwertes durch Reinigung erreicht werden können, kann davon ausgegangen werden, dass Methylenblau sich am schlechtesten reinigen lässt und die

größte Potenz für dauerhafte Verfärbung hat. Der Erfolg der Reinigungsart ist stark abhängig von dem Ausmaß der Verfärbung. Stärker verfärbte Oberflächen haben eine größere Möglichkeit, einen sichtbaren Erfolg verbuchen zu können, bleiben aber auch eher restverfärbt. Die größte Reinigungsleistung liegt – ganz unabhängig von der Reinigungsart – im ersten Schritt vor. Empfehlungen für die einzelnen Werkstoffe zur optimalen (häuslichen) Reinigung können hieraus noch nicht abgeleitet werden, da deren Oberflächenbeeinflussung berücksichtigt werden muss.

Nach Polymerisation gegen eine Matrize mit dem eigenen mittleren R_a -Wert von $0,05 \mu\text{m}$ kann auf allen Oberflächen ein R_a -Wert ermittelt werden, der hoch signifikant niedriger ist als der kritische Schwellenwert $R_a = 0,2 \mu\text{m}$. Diese optimal minimierte Oberfläche gilt als Richtwert für die Oberflächenveränderung durch die getesteten Reinigungen, wobei die Veränderungen durch das Färbemedium unbeachtet bleiben. Nach 18-minütiger Ultraschallreinigung bleibt der kritische Schwellenwert unabhängig vom verwendeten Färbemedium stets unangetastet mit zwei Ausnahmen. Diese können jedoch als Schwankung des R_a -Wertes gewertet werden und somit kann ein oberflächenbeeinflussender Faktor für das Ultraschallbad ausgeschlossen werden. Unter Beachtung des Signifikanztestes ($p < 0,01$ in Bezug auf Oberfläche nach Polymerisation gegen Matrize) und des kritischen Schwellenwertes für den arithmetischen Mittenrauwert ($R_a = 0,2 \mu\text{m}$) kann die Reinigung durch Ultraschall für alle Verblendkomposite empfohlen werden. Der Erfolg der Reinigung ist jedoch werkstoffabhängig. SR Adoro-TPu lässt sich damit nicht ausreichend reinigen: die Hälfte der Verfärbung durch Rotwein bleibt auch nach 18-minütiger Reinigung immer noch auf der Oberfläche zurück und ein sichtbarer Erfolg nach Methylenblau-Lagerung bleibt aus. Für alle anderen Werkstoffe kann die Benutzung des Ultraschallbades trotz des niedrigen pH-Wertes der Reinigungslösung empfohlen werden. Nach zehnmaligem Lagern der Proben für jeweils 24 Stunden im stets neu angesetzten Kukident-Bad werden beträchtliche Veränderungen der Probenoberflächen festgestellt. Für belleGlass NG-FO und Vita VM LC werden arithmetische Mittenrauwerte oberhalb der kritischen Schwelle erfasst, die überdies sogar signifikant höher liegen als die nach Polymerisation gegen eine glatte Matrize. Für Ceramage und dialog (nach Methylenblau-Lagerung) werden ebenfalls hoch signifikant höhere R_a -Werte ermittelt. Dies gilt ebenso für SR Adoro-TPu (nach Schwarztee-Lagerung). Für alle Proben von Ceramage, Cristobal+-C, dialog und dialog occlusal werden keine bedeutenden Oberflächeneinflüsse erkannt. Auf Grund der Beachtung der Ergebnisse des Signifikanztestes, der Schwellenwertbeachtung und des Reinigungserfolges kann daher die folgende Empfehlung gegeben werden: Für Ceramage, Cristobal+-C, dialog und dialog Occlusal kann die Reinigung mittels Kukident intensiv-

Tablette befürwortet werden. Auf Grund der enormen Oberflächenvergrößerung durch oberflächenaktive Inhaltsstoffe (insbesondere Zitronensäure) darf Vita VM LC und belleGlass NG-FO nicht einer Reinigung im Kukident-Bad unterzogen werden. Die Oberfläche von SR Adoro-TPu wird zwar nicht negativ beeinflusst, aber von einer Empfehlung ist abzuraten, da die Oberfläche nicht hinreichend genug gereinigt werden kann. Die Aussage über eine Empfehlung zur Reinigung mit Zahnbürste und Zahnpasta ist stark abhängig vom Abrasionspotenzial der verwendeten Zahnpasta. Unter Einsatz von blend-a-med kariosan, die als gering abrasiv zu bewerten ist, werden die folgenden Ergebnisse dokumentiert: Nach nur sechsminütiger Reinigung können für alle Proben mit Ausnahme von dialog (nach Rotwein-Lagerung) hoch signifikant höhere arithmetische Mittenrauwerte nachgewiesen werden. Aber nur für zwei Proben (SR Adoro-TPu nach Rotwein-Lagerung und dialog Occlusal nach Methylblau-Lagerung) liegen diese über dem kritischen Schwellenwert. Verwendet man hingegen die Zahnpasta Colgate Sensation White, die als hoch abrasiv einzuschätzen ist, können größere Auswirkungen auf die Oberflächen der Proben nachgewiesen werden: Bis auf eine Probe (Vita VM LC nach Rotwein-Lagerung) sind ebenfalls alle arithmetischen Mittenrauwerte hoch signifikant höher als die der gegen eine Matrize polymerisierten Oberflächen. Für einen großen Teil der Proben liegt der R_a -Wert über $0,2\ \mu\text{m}$. Dies zeigt bereits eine deutliche Oberflächenvergrößerung. Auf Grund des Ergebnisses des Signifikanztestes kann eine Empfehlung für die Kombination Zahnbürste und Zahnpasta zur Reinigung aller getesteten Verblendwerkstoffe – unabhängig der Zahnpasta - nicht erteilen werden. Betrachtet man die arithmetischen Mittenrauwerte nur in Bezug auf den Schwellenwert, so ist blend-a-med kariosan für alle Werkstoffe anwendbar. Diese Zahnpasta sollte allerdings intraoral nicht von Patienten mit Osteoporose o.ä. angewendet werden, da sie Fluoristat enthält, das den Einbau von körpereigenen Ca^{2+} -Ionen in den Zahnschmelz fördert. Colgate Sensation White ist nur für die Verblendkomposite Ceramage, dialog, Cristobal+-C und Vita VM LC, nicht aber für belleGlass NG-FO, SR Adoro und dialog Occlusal zu empfehlen

Auf Grund der beachtlichen Oberflächenvergrößerung durch die Reinigung mit Zahnbürste und Zahnpasta ist eine anschließende Oberflächenverkleinerung ratsam. Hierfür sollten Polierer zum Einsatz kommen, die die Kontur und Form der Verblendung nicht großartig ändern und die die approximalen Kontaktpunkte und okklusalen Kontakte nicht auflösen. Geeignet dafür ist beispielsweise eine rotierende Baumwollbürste unter Verwendung einer Polierpaste bei niedriger Drehzahl. Unter diesen Parametern findet eine weiterführende Untersuchung statt mit dem Ziel, die Oberfläche zu minimieren. Für beide Zahnpasten kann nachgewiesen werden, dass die Politur eine deutliche Verkleinerung der aktiven Oberfläche erbringt: Jene

Proben, die mit blend-a-med kariosan gereinigt werden, verfügen nach Politur über einen R_a -Wert, der unterhalb der kritischen Schwelle liegt. Dies gilt auch für die beiden Proben, deren Werte ohne Politur oberhalb liegen. Weiterhin zeigt der Signifikanztest zwischen den R_a -Werten nach Polymerisation gegen eine Matrize und den R_a -Werten nach Verfärbung, Reinigung mit Zahnbürste und blend-a-med kariosan und abschließender Oberflächenbearbeitung für zwölf der 21 Proben keine signifikanten Unterschiede mehr auf. Ferner bestätigt dies ebenso der t-Test für die R_a -Werte vor und nach Politur: für 13 der 21 Proben liegt ein hoch signifikanter Unterschied vor. Für jene Proben, die mit Colgate Sensation White gereinigt werden, fällt der positive Effekt der Politur geringer aus. Für nur zehn der 21 Proben kann eine hoch signifikante Besserung der R_a -Werte nach Politur bezüglich vor Politur nachgewiesen werden. In Bezug auf die R_a -Werte nach Polymerisation gegen eine Matrize sind dies gegenüber der blend-a-med-Reihe nur vier weitere Proben, deren R_a -Werte soweit sinken, dass keine hoch signifikanten Differenzen mehr nachweisbar sind. Für alle 21 Proben liegt diese jedoch nun unterhalb der kritischen Schwelle von $R_a = 0,2 \mu\text{m}$.

Zusammenfassend kann somit empfohlen werden: Blend-a-med kariosan kann mit anschließender Nacharbeitung mittels Polierpaste und Baumwollbürstchen für alle Werkstoffe empfohlen werden, wobei zu betonen ist, dass die Reinigungserfolge für SR Adoro zu gering sind. Colgate Sensation White hingegen kann nur für die Werkstoffe SR Adoro, Ceramag, Cristobal+-C und dialog, nicht aber für Vita VM LC, belleGlass NG und dialog Occlusal empfohlen werden.

Grundsätzlich zeigen die verschiedenen Reinigungsverfahren unterschiedliche Effektivitäten, wie es bereits Rzanny et al. für drei neue Feinstpartikelkomposite beschrieben (Rzanny et al. 2006b). Die Reinigung mittels Ultraschall erweist sich als gute, zeitsparende und kostengünstige Reinigungsmöglichkeit für die ausgewählten Proben nach sichtbarer Färbung durch Rotwein, Schwarztee oder Methylenblau. Bei Rotwein und Schwarztee bringt der erste Reinigungsvorgang den größten Reinigungserfolg, bei jedem weiteren nimmt das Reinigungspotential ab. Für jene Proben, die nach 18 Minuten noch nicht hinreichend gereinigt sind, ist eine erfolgreiche Weiterbehandlung denkbar. In der Kurzanwendung erweist sich das Ultraschallbad für stark verfärbte Proben jedoch als unzureichend. So kann angenommen werden, dass es sich bei den Probenoberflächen mit großem initialen Reinigungserfolg um Pigmentauflagerungen handelt, da das Wirkprinzip der Reinigung auf Kavitation, der Bildung und Auflösung von Hohlräumen in Flüssigkeiten durch Druckschwankungen, beruht. Diese zyklisch entstehenden und verschwindenden Hohlräume bearbeiten quasi die Oberfläche und reinigen sie mechanisch. Der Farbstoff der Methylenblaulösung scheint vermehrt auch in das

Komposit einzudringen, da trotz sichtbarem Reinigungserfolg stark sichtbare Restverfärbungen zurückbleiben oder ein Reinigungserfolg gar ausbleibt (SR Adoro und Ceramage). Somit kann postuliert werden, dass Verfärbungen durch Pigmentauflagerungen mittels Ultraschallbad entfernt werden können, während Pigmenteinlagerungen einen stärkeren Reinigungseffekt benötigen. Die Verwendung von Reinigungstabletten ist unter Patienten eine beliebte Methode bei der häuslichen Prothesenpflege. Ihre Inhaltsstoffe können sehr effektiv Verfärbungen beheben. Sichtbare Reinigungserfolge sind nicht nach jedem Tag zusehen, auch wenn über die Gesamtdauer hin für alle Proben sichtbare Erfolge verbucht werden können. Die Reinigungsleistung nimmt von Tag zu Tag ab. Die Schwarztee-bedingten Verfärbung werden stets beseitigt, Verfärbungen durch Rotwein hinterlassen auf belleGlass NG, Cristobal+ und dialog eine Restverfärbung, die knapp über dem Schwellenwert liegt. Auch bei Methylenblau trifft dies für belleGlass NG und dialog zu. SR Adoro und Ceramage behalten eine stark sichtbare Restverfärbung. Somit scheinen kukident-Reinigungstabletten ebenfalls eine gute Alternative zum Ultraschallgerät zu sein, bes. unter der Berücksichtigung, dass der Kauf eines Ultraschallgerätes aufgrund der Anschaffungskosten meist ausbleiben, wobei mittlerweile für Prothesen kleine, handliche und vor allem preiswerte Geräte angeboten werden. Mit Zahnbürste und Zahnpasta ist ebenfalls eine sichtbare und effiziente Reinigung möglich, wobei sich der Erfolg bei manchen Kompositen erst später einstellt, bes. nach Lagerung im stark färbenden Methylenblau. Für Schwarztee und Rotwein fällt der Erfolg in der ersten Phase am deutlichsten aus. Der Gesamterfolg für diese beiden Färbemedien ist unter Verwendung der abrasiven Zahnpasta Colgate Sensation White am größten. Verfärbungen durch Rotwein bleiben nach Reinigung mit der nicht-abrasiven Zahnpasta nur auf dialog, Verfärbungen durch Schwarztee auf Vita VM LC und SR Adoro (nicht-abrasive Zahnpasta) bzw. auf Vita VM LC und dialog (abrasive Zahnpasta) gering sichtbar. Verfärbungen mit Methylenblau auf SR Adoro, Ceramage und belleGlass NG können mit keiner der beiden Zahnpasten ganz entfernt werden, sie bleiben weiterhin stark sichtbar. Schwach sichtbar bleibt die Verfärbung auf Vita VM LC und beiden dialog-Massen (nicht-abrasive Zahnpasta) bzw. auf dialog (abrasive Zahnpasta). Kritisch bemerkt werden muss der verwendete Putzdruck, der mit der Zahnbürste auf die Oberfläche der Komposite ausgeübt wird. Er ist stark probandenabhängigen und liefert somit eine mögliche Fehlerquelle. Innerhalb dieser Untersuchung kann er als konstant angesehen werden. Zur Vergleichbarkeit verschiedener Studien müsste durch eine Norm ein definierter, der oralen Hygiene angepassten Putzdruck ausgeschrieben werden. In der Literatur wird ein optimaler Zahnputzdruck mit 2 N angegeben (Kramer und Holzinger 1999). Auch die verwendete Zahnbürste kann den Putzerfolg maßgeblich beeinflussen, da weiche Borsten bei

größerem Putzdruck nachgeben. Stärker verfärbte Oberflächen haben generell eine größere Potenz, einen sichtbaren Reinigungserfolg verbuchen zu können, sie bleiben aber auch eher restverfärbt. Durch alle Reinigungsarten werden die Probenoberflächen am meisten auf der L-Achse beeinflusst, sodass die Proben eine deutliche Aufhellung erfahren. Stets wird $> 75\%$ des Ursprungwertes erreicht. Es kann davon ausgegangen werden, dass Methylenblau sich am schlechtesten reinigen lässt und die größte Potenz für dauerhafte Verfärbung hat, jedoch keinen praxisrelevanten Faktor spielt. Empfehlungen für die einzelnen Werkstoffe zur optimalen Reinigung können hieraus noch nicht abgeleitet werden, da deren oberflächenvergrößernde Wirkung berücksichtigt werden muss. Es ist denkbar, dass die bei SR Adoro und Ceramag auf tretende hohe Restverfärbung trotz intensiver Reinigung nach Methylenblaulagerung mit deren Matrixzusammensetzung zusammenhängt. Beide Verblendkomposite enthalten UDMA (SR Adoro enthält zusätzlich noch aliphatisches Dimethacrylat). Ebenfalls belleGlass NG enthält sowohl UDMA als auch aliphatisches Dimethacrylat und zeigt in allen vier Versuchen die drittgrößte Restverfärbung, wobei diese unterhalb von $\Delta E=10$ liegt. Das Mikrofüllerkomposit Vita VM LC enthält neben anderen Matrixbestandteilen zu 19 bis 21 Gew.% ebenfalls UDMA. Es zeigt jedoch die beste Reinigungspotenz unter allen Werkstoffen nach Lagerung in Methylenblau.

Im Rahmen der unerlässlichen Mundhygienemaßnahmen muss in Betracht gezogen werden, dass diese die primär glatten Oberflächen unbeabsichtigt aufrauen können. Untersuchungen hierzu sind für eine Reinigungsempfehlung für Patienten erlässlich. Unabhängig von den drei Färbemedien (Schwarztee, Rotwein, Methylenblau) bleibt durch 18-minütige Reinigung im Ultraschallbad die Oberfläche der Verblendkomposite unangetastet (max. errechneter Mittelwert für den arithmetischen Mittenrauwert: $R_a = 0,11 \mu\text{m}$). Daher kann die Verwendung eines Ultraschallgerätes in Kombination des Ultraschallreinigers VOCO UL 10 für alle getesteten Werkstoffe empfohlen werden. Werkstoff- und verfärbungsgradabhängig ist eine unterschiedliche Benutzungsdauer notwendig, um Verfärbungen zu entfernen. Dies ist aufgrund der fehlenden Oberflächenaufrauung jedoch unbedenklich. Inwieweit der Ultraschall eine antiadhäsive Wirkung auf die Verbundphase zwischen Metall und Komposit hat, wird nicht untersucht und bleibt weiteren Studien vorbehalten. Sollte sich eine antiadhäsive Wirkung herauskristallisieren, muss die Empfehlung zur Verwendung eines Ultraschallbades zur Reinigung überarbeitet werden. Die Reinigungstablette kukident intensiv erweist sich werkstoffabhängig als sehr oberflächenaktiv. Die Verwendung kann für das Mikrofüllerkomposit Vita VM LC und das Hybridkomposit belleGlass NG nicht empfohlen werden. Deren Oberfläche wird so hoch signifikant aufgeraut, dass der arithmetische Mittenrauwert deutlich über dem

Grenzwert von $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ (Bollen et al. 1997) liegt. Es bleibt offen, warum die anderen Werkstoffoberflächen nicht angegriffen werden, da sich Vita VM LC und belleGlass NG nicht durch einen gemeinsamen Inhaltsstoff oder gleicher Füllermenge u.ä. von den restlichen Kompositen abheben. Auch bei dialog kommt nach Methylenblaulagerung einmalig zu einer Erhöhung des arithmetischen Mittenrauwertes über den Richtwert hinweg. Ob dies als Ausnahme gedeutet werden kann, bleibt ebenfalls offen, da denkbar ist, dass die Oberfläche bereits durch Methylenblau angegriffen wurde. Hierfür liegen keine Messwerte vor. Für weitere Studien ist es daher sinnvoll, die Oberfläche auch nach Verfärbung und vor Reinigung abzutasten und nicht als unverändert anzunehmen. Jedoch bleibt der R_a -Wert der anderen Proben, die ebenfalls in Methylenblau gelagert werden und anschließend im Ultraschallbad gereinigt werden, unterhalb des Schwellenwertes. Die Oberflächenvergrößerung der Komposite nach Gebrauch von Zahnbürste und Zahnpasta erweist sich stark zahnpastenabhängig und kann als Maß des Abrasionspotenzial der verwendeten Zahnpasta gesehen werden. Die als nicht abrasiv zu bewertende Zahnpasta blend-a-med kariosan raut die Oberfläche nicht so stark auf wie die als abrasiv einzustufende Zahnpasta Colgate Sensation White. Die Abrasivität der Zahnpasten wird vom Hersteller durch den Radioactive Dentin Abrasion- (RDA) und Radioactive Enamel Abrasion- (REA) Wert angegeben. Härte und Größe der enthaltenen Abrasivstoffe bestimmen beide Werte. Je höher die Werte liegen, desto aggressiver sind die Putzkörper, die nicht nur Plaque entfernen, sondern auch Schmelz (und bei freiliegenden Wurzelflächen zudem Dentin) abreiben können. Blend-a-med kariosan ist eine Single-Care-Zahnpasta. Ihre einzige Aufgabe ist der Schutz vor Karies. Der RDA-Wert ist nicht bekannt, dürfte aber deutlich unterhalb 100 liegen. Colgate Sensation White hingegen ist eine Multi-Care-Zahnpasta auf der Basis von Tetraalkaliumpyrophosphat und Siliziumdioxid-Putzkörpern. Neben dem Vorbeugen vor Karies ist sie vor allem für ihren Weißmacher-Effekt bekannt. Pyrophosphat trägt zu einer im Vergleich zu nicht abrasiven Zahnpasten signifikant besseren Reinigungsleistung der Weißmacher-Zahnpaste bei. Dies belegt eine klinische Studie, in der es über den Zeitraum von drei Monaten in einigen Fällen zu einer Aufhellung der oberen Schneidezähne um mehrere Vita-Farbstufen kam (Kleber et al. 1996). In der Literatur wird der RDA-Wert mit 120 angegeben (Voronets et al. 2008). Imfeld und Sener (1999) ermittelten einen Wert von 111 ± 15 . Sie fanden in ihrer Untersuchung 1998 heraus, dass die Zahnpasta Colgate Total gut reinigt, eine geringe Aufrauung (R_a -Wert 0,4) hat und nur mittelstark abrasiv ist (RDA-Wert 51), während die von ihnen 1999 getestete Colgate Sensation White Paste nicht besser reinigt, aber trotzdem fünf Mal stärker aufrauend wirkt (R_a -Wert 2,1) und mehr als doppelt so abrasiv (RDA-Wert 111) ist (R_a -Werte auf Dentin gemittelt). Die

Kombination aus harter Zahnbürste und nicht abrasiver Zahnpasta erhöht für SR Adoro und dialog Occlusal den arithmetischen Mittenrauwert in jeweils einem der drei Durchgänge über den kritischen Schwellenwert hinaus. Eine Empfehlung für diese beiden Materialien kann daher nicht abgeleitet werden. Für die restlichen Komposite ist die Verwendung unbedenklich. In Kombination mit abrasiven Zahnpasten sollte zudem auch belleGlass NG nicht auf diese Weise gereinigt werden. Die Aufrauung liegt sogar deutlich über denen von SR Adoro und belleGlass NG. Für die restlichen Komposite scheint die Verwendung unbedenklich, obgleich bei längerer Anwendungszeit (> 6 min, in praxi also bei täglicher Anwendung über Monate hinweg) eine signifikante Aufrauung über den Schwellenwert von $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ denkbar ist. Erwähnt werden muss, dass Patienten mit Osteoporose o.ä. blend-a-med kariosan nicht intraoral verwenden sollten, da sie Fluoristat enthält, das den Einbau von körpereigenen Ca^{2+} -Ionen in den Zahnschmelz fördert. Für die Prothesenpflege ist eine extraoral Anwendung nur dann indiziert, wenn sichergestellt werden kann, dass die Zahnpasta rückstandslos abgespült werden kann. Kritisch bewertet werden müssen folgende fünf Punkte:

- Der verwendete Putzdruck ist stark probandenabhängig. Erhöhung des Druckes kann durchaus zu einer Erhöhung der Abrasivität und somit zur Erhöhung der Putzleistung führen. Daher gibt die Firma Colgate-Palmolive auf Nachfrage bzgl. RDA-Wert keine Angaben und vermeidet eine Deklaration auf der Tube.
- Neben dem verwendeten Anpressdruck ist auch die verwendete Zahnputztechnik für die Abrasivität maßgebend. Der Putzdruck hat einen viel größeren Einfluss auf das Dentin der Zähne als die Abrasivität der Zahnpasta (Spranck 2009).
- Weiterhin beziehen sich die hier getroffenen Aussagen nur auf die beschriebenen Kombinationen aus Zahnbürste und -pasta. Es ist durchaus denkbar, dass der Härtegrad der Zahnbürste einen ebenso großen Einfluss auf die Putz- und Abrasionsleistung hat wie der RDA-Wert der Zahnpasta. Neben dem RDA-Wert einer Zahnpasta bestimmen auch ihre Inhaltsstoffe die Abrasionsleistung an der Kompositoberfläche. So ist bekannt, dass in Zahnpasta und Mundwasser enthaltene Fluoride an der Oberfläche von Kompositen Korrosionserscheinungen hervorrufen können (Hopf-auf 2004). Dabei löst sich der Füller sehr langsam aus der Polymermatrix. Besonders glasgefüllte Komposite sind diesem chemischen Angriff ausgesetzt, da die meisten als Füller eingesetzten Gläser gegen Natriumfluorid nicht genügend chemisch beständig sind. Es ist fraglich, ob dieser Effekt bei der kurzen Einwirkzeit während des Versuches zum Tragen kommt oder erst in der Langzeitanwendung während der Gebrauchsperiode.

- Die getesteten Verblendmasse sind mit Ausnahme von dialog Occlusal Dentin-schichtmassen. I.d.R. sind sie im Zahnersatz von Schmelzmassen überzogen und liegen somit einer Abrasion durch Hygienemaßnahmen nicht offen vor.
- Inwieweit die Ergebnisse der Dentinmasse auf die dazugehörigen Schmelzmassen übertragbar sind, bleibt offen. Vor Reinigung werden die Probenoberflächen keiner Abtastung unterzogen. Es wird davon ausgegangen, dass die Färbemedien Schwarztee, Rotwein und Methylenblau keine Oberflächenvergrößerung verursachen. Es zeigt sich jedoch nach der Auswertung, dass diese Messung sinnvoll ist.

Die nachträgliche Oberflächenminimierung aufgerauter Kompositoberflächen darf aus Gründen der Okklusion keine vertikalen Dimensionsverluste nach sich ziehen, Kontur und Form der Verblendung nicht großartig ändern und approximale Kontaktpunkte nicht auflösen. Daher muss es sich um ein reines Finieren der Oberfläche mit minimalem Substanzabtrag handeln. Diese Art der Oberflächenbehandlung sollte angewendet werden nach intraoralem Einschleifen des Bisses, im Rahmen einer professionellen Prothesenreinigung, einer professionellen Zahnreinigung, die auch den zementierten, verblendeten Zahnersatz umfassen sollte, und vor Anwendung von erythrosinhaltigen Plaquerevelatoren. Hierzu stehen dem Zahntechniker/Zahnarzt diverse Pasten und (Baumwoll-)Bürsten zur Verfügung. Eine niedrige Drehzahl ist hierbei Standard. Die Effektivität der Politur kann für beide Zahnpasten und alle Werkstoffe nachgewiesen werden. Auch wenn im Einzelfall der t-Test keinen hoch signifikanten Unterschied erkennen lässt, kann für alle Probenoberflächen – unabhängig von der zuvor verwendeten Zahnpasta – ein arithmetischer Mittenrauwert ermittelt werden, der unterhalb der kritischen Schwelle von $R_a = 0,2 \mu\text{m}$ liegt (Bollen et al. 1997). Dies zeigt, dass der Oberflächenminimierung im Rahmen der oben angeführten Indikationen eine besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden muss, da mittels Baumwollbürste und Polierpaste sich ein schneller und effizienter Erfolg einstellt.

10.3.7 Transmissionsmessung Matrizenfolie

Um mangelnde und ungenügende Aushärtung der Werkstoffproben infolge der Verwendung einer lichtdurchlässigen Matrice zur Optimierung der Oberflächen ausschließen zu können, wird diese Folie einer Transmissionsmessung unterzogen. Gemessen werden Reflexion und Transmission im Wellenlängenintervall $\lambda = 300$ bis 800 nm . Die ermittelte Absorptionskante liegt bei ca. $\lambda = 315 \text{ nm}$ (Abb. 61), also deutlich niedriger als das Absorptionsmaximum von Campherchinon (465 nm), das meist als Fotoinitiator zur Polymerisation verwendet wird. Es

kann demnach ausgeschlossen werden, dass die verwendete Matrize negative Einflüsse wie Reflexion und Absorption des Polymerisationslichtes auf die Polymerisation hat.

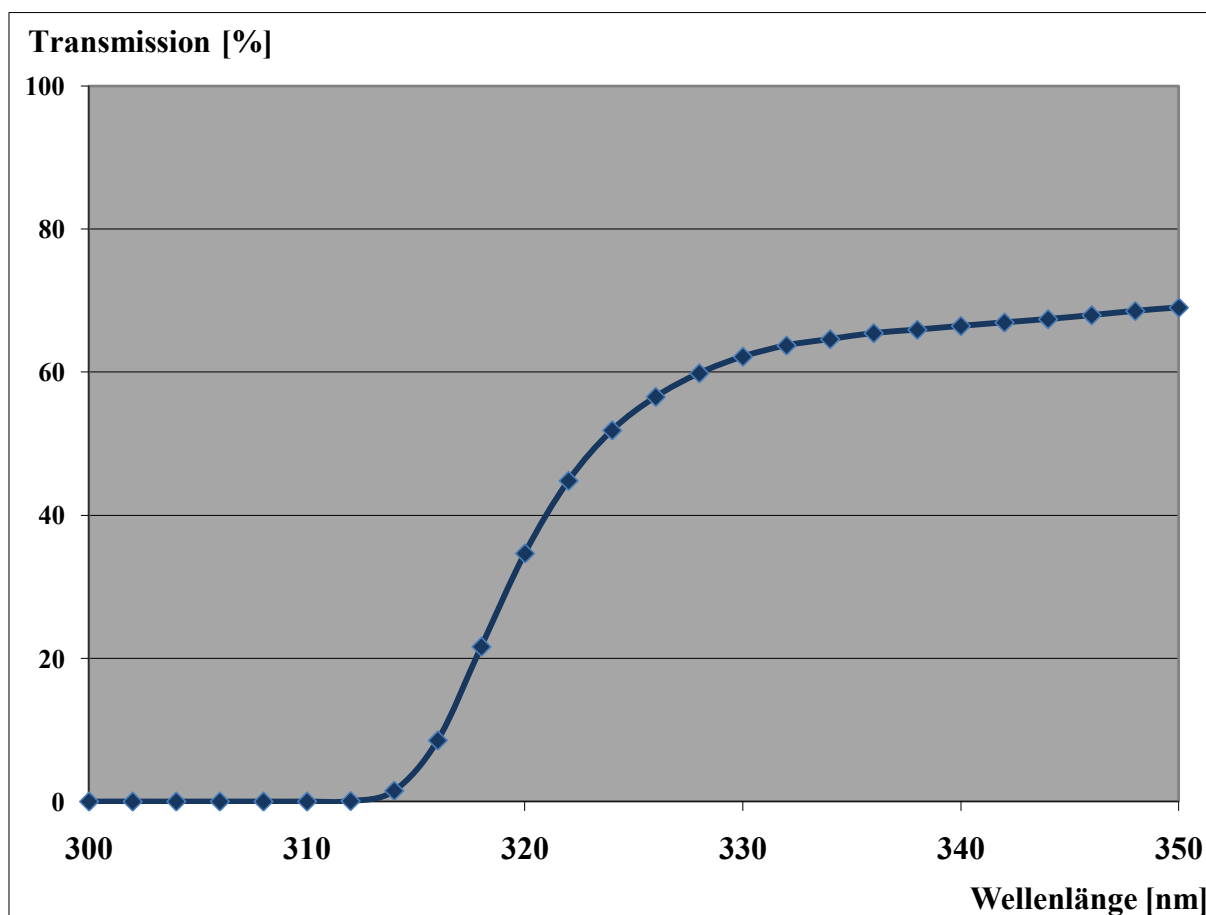


Abb. 61: Transmission durch Matrizenfolie, Ausschnitt Wellenlänge 300 bis 350 nm

Tab. 178: Transmissionsmessung der benutzten Matrizenfolie, gemessen durch Dr. Martin Bischoff, IOF Fraunhofer Institut, D-Jena (persönliche Mitteilung, Sept. 2005; (1 = Wellenlänge, 2 = Reflexion, 3 = Transmission, 4 = Summe aus Reflexion und Transmission))

1	2	3	4	334	6,30	64,60	70,91	370	7,37	73,27	80,64
300	1,98	0,00	1,99	336	6,43	65,44	71,87	372	7,41	73,48	80,90
302	2,10	0,00	2,10	338	6,51	65,92	72,43	374	7,39	73,70	81,09
304	2,26	0,00	2,26	340	6,56	66,44	73,00	376	7,43	74,18	81,61
306	2,44	0,00	2,45	342	6,65	66,94	73,58	378	7,43	74,31	81,74
308	2,57	0,00	2,57	344	6,73	67,40	74,13	380	7,45	74,52	81,96
310	2,69	0,00	2,69	346	6,79	67,94	74,73	382	7,46	74,71	82,17
312	2,81	0,06	2,88	348	6,86	68,54	75,41	384	7,45	74,90	82,35
314	2,92	1,51	4,43	350	6,93	69,02	75,95	386	7,44	75,15	82,59
316	3,07	8,54	11,61	352	6,99	69,55	76,53	388	7,44	75,33	82,76
318	3,46	21,63	25,09	354	7,04	69,90	76,94	390	7,43	75,37	82,80
320	4,02	34,67	38,69	356	7,10	70,24	77,34	392	7,41	75,56	82,97
322	4,61	44,82	49,43	358	7,12	70,53	77,65	394	7,41	75,77	83,18
324	5,09	51,86	56,95	360	7,18	70,97	78,15	396	7,38	75,91	83,30
326	5,48	56,54	62,02	362	7,24	71,44	78,68	398	7,38	76,03	83,40
328	5,78	59,84	65,62	364	7,24	71,88	79,13	400	7,36	76,17	83,53
330	6,01	62,16	68,17	366	7,31	72,36	79,67	402	7,33	76,30	83,63
332	6,19	63,72	69,91	368	7,33	72,75	80,07	404	7,32	76,50	83,82

9.3 Weiterführende Untersuchungen

406	7,30	76,62	83,92	516	5,27	82,11	87,38	626	3,80	85,13	88,93
408	7,28	76,78	84,05	518	5,23	82,19	87,42	628	3,79	85,24	89,02
410	7,26	76,90	84,16	520	5,19	82,25	87,44	630	3,78	85,28	89,06
412	7,23	77,07	84,30	522	5,15	82,32	87,47	632	3,76	85,27	89,03
414	7,20	77,17	84,37	524	5,12	82,41	87,52	634	3,75	85,33	89,08
416	7,18	77,27	84,45	526	5,08	82,48	87,56	636	3,74	85,38	89,11
418	7,15	77,42	84,56	528	5,05	82,54	87,59	638	3,72	85,42	89,13
420	7,11	77,53	84,64	530	5,02	82,60	87,62	640	3,71	85,49	89,20
422	7,09	77,63	84,73	532	4,98	82,66	87,64	642	3,69	85,49	89,18
424	7,06	77,76	84,81	534	4,94	82,74	87,68	644	3,68	85,51	89,19
426	7,02	77,87	84,89	536	4,91	82,80	87,71	646	3,67	85,55	89,21
428	6,98	78,00	84,98	538	4,88	82,86	87,74	648	3,65	85,62	89,27
430	6,95	78,10	85,05	540	4,84	82,93	87,78	650	3,65	85,69	89,34
432	6,91	78,20	85,11	542	4,81	83,00	87,81	652	3,63	85,67	89,30
434	6,89	78,35	85,25	544	4,77	83,06	87,84	654	3,62	85,72	89,34
436	6,86	78,46	85,32	546	4,75	83,13	87,88	656	3,60	85,75	89,36
438	6,82	78,52	85,34	548	4,72	83,21	87,92	658	3,60	85,76	89,36
440	6,79	78,67	85,46	550	4,68	83,25	87,94	660	3,59	85,78	89,36
442	6,75	78,79	85,54	552	4,65	83,32	87,97	662	3,58	85,84	89,42
444	6,70	78,84	85,54	554	4,63	83,39	88,02	664	3,57	85,85	89,42
446	6,66	78,98	85,64	556	4,60	83,43	88,03	666	3,55	85,92	89,48
448	6,62	79,07	85,70	558	4,56	83,49	88,05	668	3,55	85,90	89,45
450	6,59	79,13	85,72	560	4,53	83,56	88,09	670	3,54	86,02	89,56
452	6,55	79,27	85,82	562	4,50	83,64	88,14	672	3,53	86,08	89,61
454	6,50	79,39	85,89	564	4,47	83,68	88,15	674	3,53	86,02	89,55
456	6,47	79,52	85,99	566	4,44	83,73	88,17	676	3,51	86,06	89,56
458	6,42	79,58	86,00	568	4,41	83,79	88,20	678	3,51	86,15	89,66
460	6,38	79,68	86,06	570	4,38	83,83	88,21	680	3,51	86,12	89,63
462	6,34	79,82	86,16	572	4,36	83,90	88,27	682	3,50	86,15	89,64
464	6,31	79,93	86,24	574	4,35	83,96	88,30	684	3,49	86,14	89,63
466	6,26	80,00	86,26	576	4,33	84,00	88,33	686	3,48	86,24	89,72
468	6,22	80,07	86,29	578	4,30	84,06	88,36	688	3,47	86,17	89,64
470	6,18	80,15	86,33	580	4,28	84,10	88,38	690	3,47	86,21	89,69
472	6,14	80,26	86,40	582	4,25	84,15	88,40	692	3,47	86,23	89,70
474	6,09	80,33	86,42	584	4,22	84,21	88,43	694	3,46	86,41	89,86
476	6,06	80,42	86,48	586	4,19	84,27	88,46	696	3,47	86,38	89,84
478	6,02	80,52	86,54	588	4,17	84,32	88,49	698	3,45	86,41	89,86
480	5,97	80,59	86,56	590	4,15	84,34	88,50	700	3,44	86,44	89,88
482	5,93	80,67	86,60	592	4,13	84,40	88,53	702	3,44	86,38	89,82
484	5,89	80,80	86,69	594	4,10	84,46	88,56	704	3,44	86,44	89,88
486	5,85	80,89	86,73	596	4,08	84,51	88,59	706	3,43	86,46	89,89
488	5,81	80,96	86,77	598	4,06	84,57	88,63	708	3,43	86,51	89,94
490	5,78	81,03	86,81	600	4,04	84,63	88,67	710	3,44	86,58	90,02
492	5,74	81,17	86,91	602	4,02	84,69	88,71	712	3,42	86,58	90,00
494	5,69	81,23	86,92	604	4,00	84,71	88,70	714	3,42	86,55	89,96
496	5,65	81,30	86,94	606	3,99	84,77	88,76	716	3,42	86,57	89,98
498	5,61	81,42	87,03	608	3,97	84,82	88,80	718	3,40	86,51	89,91
500	5,57	81,50	87,07	610	3,94	84,85	88,79	720	3,41	86,60	90,01
502	5,53	81,57	87,11	612	3,92	84,91	88,83	722	3,42	86,60	90,01
504	5,49	81,65	87,14	614	3,91	84,97	88,88	724	3,41	86,79	90,20
506	5,45	81,72	87,17	616	3,89	84,99	88,87	726	3,40	86,77	90,17
508	5,41	81,79	87,21	618	3,87	84,99	88,86	728	3,41	86,76	90,17
510	5,38	81,89	87,27	620	3,86	85,07	88,93	730	3,43	86,84	90,27
512	5,34	81,94	87,28	622	3,84	85,12	88,96	732	3,41	86,82	90,23
514	5,30	82,01	87,31	624	3,82	85,12	88,94	734	3,39	86,79	90,18

9.3 Weiterführende Untersuchungen

736	3,40	86,80	90,20
738	3,42	86,77	90,19
740	3,41	86,98	90,40
742	3,39	86,94	90,32
744	3,41	86,88	90,28
746	3,41	86,87	90,28
748	3,42	86,85	90,27
750	3,41	86,95	90,36
752	3,40	86,94	90,34
754	3,42	86,96	90,38
756	3,44	86,93	90,37
758	3,44	86,94	90,38
760	3,42	86,91	90,33
762	3,39	86,92	90,30
764	3,39	87,14	90,52
766	3,41	86,87	90,28
768	3,44	87,01	90,45
770	3,44	87,00	90,45
772	3,47	87,13	90,60
774	3,43	87,23	90,65
776	3,39	87,01	90,40
778	3,38	87,25	90,63
780	3,43	87,17	90,60
782	3,42	87,14	90,55
784	3,45	87,17	90,62
786	3,46	87,18	90,64
788	3,49	87,41	90,90
790	3,48	87,18	90,66
792	3,47	87,21	90,68
794	3,49	87,10	90,59
796	3,48	87,31	90,79
798	3,50	86,99	90,49
800	3,49	87,26	90,74

9.3.8 Literaturhinweise für Kap. 9.3:

1. Anonymus. 2007. Damit A3 immer A3 ist. DZW, 1(6), 5.
2. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. 1997. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. Dent Mater J, 13(4): 258-269.
3. Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte, BfArM. 1992. Anordnung. In: Institut der Deutschen Zahnärzte, Hrsg. Das Dental Vademekum. Siebente Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2001:167.
4. Hopfauf S. 2004. SR Adoro – Ein modernes indirektes Komposit. Ivoclar Vivadent Report, 15:26-36.
5. Imfeld T, Sener B. 1999. In-vitro-Untersuchung der mechanischen Wirkung von Whitening-Zahnpasten des Schweizer Marktes. Acta Med Dent Helv, 11(4):195-200.
6. JP. 2007. Neuer Farbring vorgestellt. DHZ, 2:74.
7. Kleber CJ, Millemann JL, Curtis JP, Christina LM, Putt MS. 1996. Clinical study of whitening toothpastes for stain removal and enamel polish. J Dent Res, 75:46(IADR Abstract 226).
8. Kramer E, Holzinger W. 1999. Prophylaxefibel. Köln, München: Deutscher Zahnärzte Verlag. Köln, 127 .
9. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. 1992. Lichtpolymerisation, Grundlagen und Tipps für die korrekte Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 102(5):574-588.
10. Polig A. 2006. Vergleich der Plaque-Entfernung zweier elektrischer Zahnbürsten, gegenüber einer Handzahnbürste [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
11. Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D, Fachet M. 2003a. Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. Dtsch Zahnärztl Z, 58(9):533-537.
12. Rzanny A, Göbel R, Angeli C. 2006b. Neueste Verblendkomposite – eine werkstoffkundliche Studie. Vortrag anlässlich der 35. Tagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie e.V. in Stuttgart vom 25.-27. Mai 2006.
13. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. 1986. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent, 56(1):35-40.
14. SP. 2007. Zahnärztl Mitt, 97(6):138.
15. Spranck S. 2009. Persönliche Mitteilung, Colgate-Palmolive Kundendienst.
16. Staufenbiel A. 2005. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen marktgängiger und neu entwickelter Verblendkomposite [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

17. Voronets J, Jaeggi T, Buerger W, Lussi A. 2008. Controlled toothbrush abrasion of softened human enamel. *Caries Res*, 42(4):286-290. Epub 2008 Jul 29.